

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra fyzioterapie

Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů fotbalu

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Helena Vomáčková

Vypracoval:

Bc. Lukáš Kučera

Praha, květen 2020

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Heleny Vomáčkové, a že jsem uvedl a řádně citoval všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne: 18. 5. 2020

Bc. Lukáš Kučera

Poděkování

Velmi rád bych poděkoval Mgr. Heleně Vomáčkové za cenné rady a odborné vedení při zpracovávání mé diplomové práce, dále za její ochotu, spolupráci a čas během konzultací. Za pomoc se zpracováním statistických údajů bych rád poděkoval své kolegyni Bc. Tereze Živcové, která mi poskytla cenné rady při práci se statistickými metodami. Děkuji také Nicole Markové za pomoc s anglickým překladem a celé rodině za podporu. Děkuji katedře fyzioterapie FTVS UK za možnost využívat Laboratoř aplikované kineziologie Katedry fyzioterapie FVTS UK a přístroj Neurocom SMART EquiTest. Poděkování rovněž patří všem probandům za jejich spolupráci a čas během měření.

Abstrakt

Název: Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů fotbalu

Cíl: Cílem této diplomové práce je objektivně zhodnotit a porovnat kvalitu posturální stability u profesionálních hráčů fotbalu s běžnou sportující populací a posturální stabilitu mezi samotnými fotbalisty s využitím dynamické počítačové posturografie Neurocom SMART EquiTest. **Metodika:** Jedná se o kvantitativně observační studii. Výzkum je rozdělen do dvou skupin, experimentální skupina 25 mužů – fotbalistů ve věku 20 až 30 let, bez vážnějších úrazů dolních končetin, divizní až ligová výkonnostní úroveň, aktivní hráč fotbalu minimálně 5 let, kontrolní skupina 25 mužů – běžná nesportující populace z řad studentů FTVS UK ve věku 18 až 31 let. Měření dynamické posturální stability proběhlo v Laboratoři aplikované kineziologie Katedry fyzioterapie FVTS UK s využitím přístroje NeuroCom SMART EquiTest. Každý proband byl testován jednou na všech 7 testových bateriích – Sensory Organization Test, Motor Control Test, Rytmic Weight Shift, Unilateral Stance, Weight Bearing Squat, Adaptation Test a Limits of Stability. Jednotlivé měření trvalo od 45 do 60 min. Následně byla získaná data zpracována pomocí programu Neurocom Balance Manager Software. Pro analýzu dat byly použity statistické metody Shapiro – Wilkův test, párový t – test, Mann – Whitneyho test a míra klinické významnosti (Cohenovo d). **Výsledky:** Statisticky významný rozdíl v neprospěch fotbalistů byl nalezen u COND4 Sensory Organization Testu (SOT), kde $p = 0,01$, u Motor Control Testu (MTC) v parametru ML při translaci vzad ($p = 0,03$) a také u testu Limits of Stability (LOS) v parametrech MVL ($p = 0,02$) a MXE ($p = 0,03$). Ve prospěch fotbalistů nebyly shledány žádné statisticky významné výsledky. **Závěr:** Na základě statistického zpracování dat byly zamítnuty všechny předpokládané hypotézy. Experimentální skupina byla v 81 % všech testovaných parametrů horší než skupina kontrolní. Z tohoto závěru se lze domnívat, že fotbal má negativní vliv a efekt na dynamickou posturální stabilitu. Vzhledem k zamítnutí všech pěti hypotéz by bylo vhodné navázat na tuto problematiku více do hloubky. Především provést výzkum na širším testovacím vzorku probandů nebo se také zaměřit na porovnání stability v rámci jednotlivých fotbalových postů.

Klíčová slova: Dynamická posturální stabilita, postura, dynamická počítačová posturografie, Neurocom SMART EquiTest, fotbal, biomechanické aspekty fotbalu

Abstract

Title: Evaluation of dynamic postural stability in football players

Objectives: The main objective of this diploma thesis is to investigate the difference of dynamic postural stability between football players and the common population and measure all the data by computerized dynamic posturography SMART EquiTest System from company of Neurocom. **Methods:** This is a quantitative cross-sectional study. The research is divided in two groups, an experimental group involving 25 football players aged between 20 and 30 years without injuries, an active career over 5 years and a control group involving 25 participants, who are recreational athletes aged between 18 and 31 years from the Faculty of Physical Education and Sport, Charles University. Measurements of dynamic postural stability were performed on Neurocom SMART EquiTest in the Laboratory of applied kinesiology of Charles University Faculty of Physical Education and Sport. Everyone was tested just one time for all seven test batteries – Sensory Organization Test, Motor Control Test, Rhythmic Weight Shift, Unilateral Stance, Weight Bearing Squat, Adaptation Test and Limits of Stability. One testing session took about 45-60 minutes. The measured data was subsequently processed by Neurocom Balance Manager Software. For the analyses of the data there were used statistical methods: Shapiro – Wilk test, Pair t – test, Mann – Whitney test and Cohen's d effect size. **Results:** A statistically significant disadvantage of football players was found in COND4 of Sensory Organization Test (SOT), where p-value was 0,01, in Motor Control Test (MTC) in parameter ML-backward ($p = 0,03$) and also in the Limits of stability, movement velocity ($p = 0,02$) and maximal excursion ($p = 0,03$). There weren't found any statistically significant advantages for football players, **Conclusion:** Based on the statistical analysis we disproved all of our expected hypotheses. The experimental group was worse in 81 % of all analysed parameters. We can think that football as a sport has a negative influence on dynamic postural stability of a person. From this we conclude that it would be suitable to continue in more precise research on this topic. First of all it would be better to have a larger sample size or compare the postural stability of individual players position on the field.

Keywords: Dynamic postural stability, posture, computerized dynamic posturography, Neurocom SMART EquiTest, football, biomechanical aspects of football

OBSAH

1 ÚVOD	10
2 TEORETICKÁ ČÁST	11
2.1 DEFINICE A TERMINOLOGIE	11
2.1.1 POSTURA	11
2.1.2 POSTURÁLNÍ STABILITA	12
2.1.2.1 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ POSTURÁLNÍ STABILITU	12
2.2 ŘÍZENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY	14
2.2.1 SENZORICKÁ SLOŽKA	15
2.2.1.1 VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM	16
2.2.1.2 ZRAK	16
2.2.1.3 SLUCH	17
2.2.1.4 PROPRIOCEPCE	17
2.2.2 ŘÍDÍCÍ SLOŽKA	17
2.2.3 VÝKONNÁ SLOŽKA	18
2.2.3.1 AXIÁLNÍ SYSTÉM	19
2.2.3.2 OBLAST PÁNVE A DOLNÍCH KONČETIN	19
2.2.3.3 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE	19
2.3 MOŽNOSTI HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY	21
2.4 DYNAMICKÁ POČÍTAČOVÁ POSTUROGRAFIE	23
2.4.1 NEUROCOM SMART EQUITEST SYSTEM	24
2.4.2 STANDARDIZOVANÉ PROTOKOLY URČENÉ K TESTOVÁNÍ	26
2.4.3 STANDARDIZOVANÉ PROTOKOLY URČENÉ K TRÉNINKU	31
2.5 FOTBAL	31
2.5.1 CHARAKTERISTIKA FOTBALU	31
2.5.2 MOTORIKA VE FOTBALE	32
2.5.2.1 BĚH VE FOTBALE	33
2.5.2.2 BIOMECHANIKA A SVALOVÁ AKTIVITA BĚHEM KOPU	35
2.5.3 POSTURÁLNÍ STABILITA VE FOTBALE	37
3 METODOLOGIE PRÁCE	40
3.1 CÍL PRÁCE	40
3.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY	40
3.3 HYPOTÉZY	40
3.4 ÚKOLY PRÁCE	41
4 METODIKA PRÁCE	42

4.1 ZPRACOVÁNÍ TEORETICKÝCH VÝCHODISEK	42
4.2 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	42
4.3 METODY ZÍSKÁVÁNÍ DAT	43
4.4 METODICKÝ POSTUP MĚŘENÍ.....	44
4.5 ANALÝZA DAT	44
5 VÝSLEDKY VÝZKUMU	46
5.1 Výsledky Sensory Organization Test.....	47
5.2 Výsledky Motor Control Test	50
5.3 Výsledky testu Limits of Stability.....	51
5.4 Výsledky Adaptation test	53
6 DISKUSE.....	54
6.1 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 1.....	55
6.2 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 2.....	56
6.3 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 3.....	57
6.4 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 4.....	58
6.5 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 5.....	59
6.6 DISKUSE K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM	60
6.7 LIMITACE PRÁCE.....	63
7 ZÁVĚR	66
8 REFERENČNÍ SEZNAM	67
9 PŘÍLOHY	80

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	Area of contact (plocha kontaktu)
ACL	Anterior cruciate ligament (přední zkřížený vaz)
ADT	Adaptation Test
AS	Area of support (opěrná plocha)
BESTest	Balance evaluation systems test
BMI	Body mass index
BS	Base of support (opěrná báze)
CDP	Computerized Dynamic Posturography
CNS	Centrální nervový systém
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COM	Centre of Mass
COMP	Composite score
COND	Condition
COP	Centre of Pressure
DCL	Directional Control
DK, DKK	dolní končetina (y)
EPE	Endpoint Excursion
ES	Equilibrium Score
FL	fast left
FR	fast right
FTVS UK	Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova
HK, HKK	horní končetina (y)
HSSP	Hluboký stabilizační systém páteře
ICC	Intraclass correlations coefficient
LCD	Liquid crystal display
LDK	levá dolní končetina
LL	Latency left
LOS	Limits of Stability
LR	Latency right
m.	musculus

max	maximum
MCT	Motor Control Test
min	minimum
ML	medium left
MR	medium right
MVL	Movement Velocity
MXE	Maximum Excursion
NS	Nervový systém
PDK	pravá dolní končetina
RT	Reaction Time
RWS	Rhythmic Weight Shift
SD	Směrodatná odchylka
SL	slow left
SOM	Somatosenzory Ratio
SOT	Sensory Organization Test
SR	slow right
SS	Strength symmetry
US	Unilateral Stance
VES	Vestibular Ratio
VIZ	Visual Ratio
WBS	Weight Bearing Squat
WS	Weight symmetry

1 ÚVOD

V každém sportu má zachování posturální stability rozhodující význam pro dosažení úspěšného výsledku a vysoká úroveň stability je důležitá pro přesné a efektivní provedení pohybu. To se týká všech míčových her, fotbalu nevyjímaje.

Fotbal je řazen mezi jeden z nejpobulárnějších sportů ve světě s více než 260 milióny profesionálních i amatérských fotbalistů. Má nejvyšší míru účasti na světě, velmi široké spektrum tréninkových možností a je odpovědný za více než 10 % sportovních úrazů vyžadujících lékařské ošetření. Mezi nejčastější fotbalové zranění uvádějí statistiky distorze kotníků a kolen, různé druhy kontuzí a běžná svalová a vazivová zranění.

Kvalitní úroveň posturální stability a vzájemná svalová souhra má nevyčísitelný význam v prevenci nejrůznějších zranění a zvyšuje sportovní výkon. Řídící centrum centrálního nervového systému (CNS) má proto za úkol nejprve zajistit udržení rovnováhy, a teprve potom se věnuje dalším pohybovým činnostem souvisejícím se zamýšleným pohybem.

Posturální stabilita je také důležitá pro samotnou hru, při soubojových situacích o míč, při náhlých rychlých změnách směru, nebo při jednostranně asymetrických herních činnostech, jako je například střela nebo přihrávka.

Ve své diplomové práci se budu zabývat hodnocením dynamické posturální stability u hráčů fotbalu na přístroji Neurocom SMART EquiTest. Teoretická část obsahuje informace pro porozumění problematice posturální stability aplikované do fotbalového prostředí. Praktická část je věnována samotnému výzkumu, ve kterém jsou porovnávány výsledky experimentální skupiny fotbalistů a populace, která není zatížena sportovní aktivitou.

Posturální stabilita je schopnost zajistit držení těla proti nezamýšlenému pádu. Je proto nutné si uvědomit vzájemnou spolupráci a provázanost jak složky statické, tak složky dynamické. Fotbal je převážně dynamická hra a fotbalista je často vystavován rychlým změnám směru a rychlosti, častým asymetrickým pozicím těla při práci s míčem a také rizikům pádu během soubojových situací. Lze tedy předpokládat, že pro kvalitní sportovní výkon by měl fotbalista disponovat vysokou úrovní dynamické složky posturální stability.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 DEFINICE A TERMINOLOGIE

2.1.1 POSTURA

Dle Véleho je postura definována jako klidová poloha těla, vyznačující se určitým uspořádáním, nastavením neboli konfigurací pohybových segmentů (Véle, 2006). Kolář ve své publikaci vysvětluje posturu jako vnitřní sílu v lidském těle, která je řízena pomocí centrálního nervového systému (CNS). Dále poukazuje na to, že optimální postura neboli správné držení těla je různými autory a metodami hodnocena a definována rozdílně. S tím souvisí i její unikátnost pro každého jednoho jedince (Kolář, 2009).

Udržování a korekce postury je dynamický děj, během kterého dochází k aktivnímu držení těla a jeho pohybových segmentů proti působení zevních sil. Postura není pouze vzpřímený stoj na dvou končetinách, ale musí být přítomna během každého provedeného pohybu nebo polohy, například během sedu, chůze a dalších složitějších typů lokomoce. Postura je základní podmínkou pohybu (Kolář, 2009; Véle, 2006). Podobné tvrzení popisují také Vařeka a Vařeková, kteří poukazují na přítomnost postury po celou dobu cíleného zamýšleného pohybu a označují ji jako základní podmínku lidské lokomoce (Vařeka et Vařeková, 2009).

Zahraniční literatura definuje posturu jako pozici, která je schopna udržet a zachovat tělo ve statické poloze. Pokud je postura fyziologicky vyvážená, nebude docházet k namáhání tkání. Fyziologická postura má za cíl udržovat kosti a klouby v optimální poloze. Důležitou součástí je také správná svalová souhra, která brání kloubům přechodu do patofyziologických pozic. Efektivita této svalové souhry pomáhá snižovat celkovou únavu a tím výrazně člověku přispívá k prevenci přetížení pohybového systému. Naproti tomu nefyziologická postura může zapříčinit, že zaujatá pozice bude neefektivní a vznikne nadměrné napětí a přetížení v měkkých tkáních (Ackland et al, 2009; Muscolino, 2017).

Hatziaky uvádí posturu jako základní pohybovou schopnost, která je zajišťována náročnými regulačními systémy a mechanismy. Tyto systémy fungují na základě spolupráce procesů centrální nervové soustavy, která pomocí získaných informací dokáže vytvořit adekvátní svalové odpovědi a souhry analyzátorů, podle kterých vnímá člověk prostředí a své okolí (Hatziaky et al., 2002).

Winter, který v roce 1995 vytvořil jeden ze základních dokumentů věnující se problematice posturální stability, vztahuje posturu ke gravitační síle jako orientaci tělních segmentů vzhledem k vektoru gravitační síly. Pro objektivizaci měření je měřen úhel odchylky od vertikály (Winter, 1995).

2.1.2 POSTURÁLNÍ STABILITA

Dle Koláře je posturální stabilita definována jako kontinuální zaujímání správné polohy neboli schopnost zajistit držení těla tak, aby nedošlo k nezamýšlenému či neřízenému pádu. Jako taková není statickým dějem, ale dynamickou souhrou reakcí na labilitu pohybového systému (Kolář, 2009). Vařeka popisuje posturální stabilitu jako schopnost, díky které může jedinec reagovat na změny vnitřních i zevních sil a zajistit tím takové vzpřímené držení těla, aby nedošlo k nekontrolovatelnému pádu (Vařeka et al., 2009).

Každý jedinec má vlastní limity stability. Ty jsou stanoveny hranicí maximálního možného vychýlení trupu tak, aby nedošlo ke změně opěrného kontaktu jedince s podložkou. Proto je posturální stabilita detailněji popsána jako schopnost člověka kontrolovat a udržet těžiště těla, také nazýváno Centre of Mass (COM), právě v těchto limitech (Bandy et al., 1998; Lord et al., 2007; Pickerill et al., 2011).

Zlepšení a tréninku posturální stability můžeme dosáhnout cvičením na balančních plochách (např. Bosu, Posturomed, balanční čocky, Balance trainer), kterými je zvyšována svalová práce a celková svalová souhra (Jebavý et Zumr, 2009; Jebavý, 2017).

Ve starší literatuře se pro definici vzpřímené polohy těla při stoji a chůzi používají názvy posturální regulace nebo posturální motorika. Tyto pojmy můžeme společně s posturální stabilitou chápat za velmi sobě podobné (Javůrek, 1986; Kabelíková et Vávrová, 1997; Kračmar, 2002). V zahraničních publikacích se rovněž můžeme setkat s pojmem posturální kontrola stability (Blanchet et al., 2019; Winter, 1995).

2.1.2.1 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ POSTURÁLNÍ STABILITU

Stabilita je výrazně ovlivněna neurofyziologickými a biomechanickými faktory. Těmi hlavními jsou velikost opěrné plochy a opěrná báze. Opěrná báze je zpravidla větší než opěrná plocha. Pro statickou polohu je podmínkou průmět těžiště do opěrné báze, ale během pohybu nikoli. Pokud není tato podmínka splněna, je nutné zapojení

ligamentózního a svalového aparátu pro udržení rovnováhy. Z dlouhodobého hlediska pak může docházet k hypertonii, bolesti a následným deformitám. Dalšími faktory ovlivňující stabilitu jsou věk, tělesná výška, hmotnost, tvar nožní klenby, postavení dolních končetin a pánve, úroveň vědomí, tělesná únava, svalová síla a také úroveň individuálních motorických dovedností (Kolář et al., 2009; Mikolajec et al., 2007; Vařeka, 2002; Véle, 2006).

- Opěrná plocha – je plocha, která je v kontaktu s podložkou. Stabilita je pak v přímé úměře k velikosti této plochy. Platí tedy, čím je opěrná plocha větší, tím je i stabilita vyšší. Na základě této definice je při hodnocení posturální stability možné využít změnu velikosti kontaktu s podložkou jako úroveň různých obtížností. Také míra přilnavosti mezi chodidly a podložkou je velmi důležitá pro stabilitu. Během testování by proto měly být dodrženy stejné podmínky pro všechny probandy (Véle, 1995).
- Hmotnost, poloha těžiště – dle Véleho je stabilita ovlivněna hmotností a umístěním těžiště ve vertikální ose. U obéznějších lidí nebo osob s vyšší hmotností toto tvrzení přiřazuje k zákonu o setrvačnosti, kdy tyto osoby budou vykazovat vyšší stabilitu. Osoby s vyšší tělesnou výškou mají položené těžiště výše a budou pak vykazovat nižší stabilitu vůči lidem s menším vzrůstem (Véle, 1995).
- Poloha hybných segmentů – principem je udržení těžiště těla nad středem opěrné plochy. Pokud dojde ke změně některého z tělních segmentů nebo je přidána náročnost, například v podobě zátěže, musí dojít ke kompenzaci změnou polohy ostatních segmentů, tak aby byla zachována podmínka postavení těžiště (Vařeka, 2002; Véle, 2006).
- Psychika – psychické naladění významně ovlivňuje pohyb a posturální funkce jedince. Snížená psychika a depresivní stavy přispívají k celkovému flekčnímu držení těla a k nižší míře pohybové aktivity. Naopak při dobrém naladění převládá extenční držení těla a zvýšená chuť k pohybovým aktivitám (Vařeka, 2002).
- Excitabilita – je dána aktuálním stavem organismu a podmínkami vnějšího prostředí. Určuje připravenost a rychlost reakce organismu na pohyb a změny v aktivním držení těla při vyšším stupni zátěže (Hatziaiky et al., 2002; Vařeka, 2002; Véle, 1995).

- Kontrolní mechanismy (zpětnovazebné procesy) – slouží k průběžnému udržování postury pomocí receptorů propioceptivních, interoceptivních a exteroceptivních. Také je důležitá funkce předvídání možného vychýlení, kdy dochází ke svalové aktivitě ještě před samotným provedením pohybu (Haziaky et al., 2002; Vařeka, 2002; Véle, 1995).
- Věk a pohlaví – mnoho autorů ve svých studiích prokázalo, že věk patří mezi hlavní faktory, které velmi intenzivně promlouvají do schopností udržování a kontroly posturální stability (Assaiante, 1998; Peterson et al., 2006; Rival et al., 2005; Shintaku et al., 2005; Tsai et al., 2008). Sundermier popisuje vzhledem k rovnováze dosažený biologický věk. Hytonen pak provedl studii, kde prokázal snížení posturálních schopností u osob s vyšším věkem (Hytonen et al., 1993; Sundermier et al., 2001).
K dispozici jsou také studie, které poukazují na schopnost kontrolovat stabilitu vzhledem k pohlaví testovaného jedince. Této problematice se věnovali například Nolan a Klavina, kteří ve svých výzkumech shledali významné rozdíly mezi chlapci a dívkami. Avšak na základě těchto dostupných publikací nelze s jistotou potvrdit tvrzení, zda pohlaví opravdu natolik ovlivňuje míru posturální stability (Klavina et al., 2017; Nolan et al., 2005).
- Pohybové aktivity, sport – autoři ve svých publikacích prokázali vyšší úroveň posturální stability u profesionálních sportovců oproti nesportující populaci (Carrick et al., 2007; Halabchi et al., 2019; Lesinski et al., 2016; Vuillerme et al., 2001).
- Zdravotní stav – negativně působí na organismus nervové onemocnění, ortopedické problémy, bolestivost pohybového aparátu a také duševní poruchy.

2.2 ŘÍZENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Posturální stabilita vzpřímeného držení těla je zajištěna vzájemnou spoluprací senzorické, řídicí a výkonné složky (Véle, 2006).

- Senzorická složka – propiocepce, zrak, sluch, vestibulární systém
- Řídicí složka – zajištěna pomocí CNS
- Výkonná složka – zajištěna muskuloskeletálním systémem

Během procesu udržování posturální stability mají všechny tyto složky specifickou a od sebe vzájemně neoddelitelnou funkci. Výkonná složka vykonává svou funkci pomocí informací ze složky řídicí nebo také na základě podnětů přicházejících přímo z receptorů sensorické složky (Hart et al., 2016).

2.2.1 SENZORICKÁ SLOŽKA

Rokyta popisuje funkci sensorické složky jako zdroj informací o měnících se podmínkách vnitřního a vnějšího prostředí. Tyto informace jsou získávány pomocí tělesných receptorů a jsou pro posturální systém nezbytnou součástí, neboť podle nich systém dokáže adekvátně reagovat. Zpracované podněty jsou vždy přeměňovány na vzruch, který je dále šířen pomocí mozkových drah výše do mozkové kůry (Rokyta, 2016).

Mezi sensorické systémy řadí Rokyta systém zrakový, sluchový, vestibulární, somatoviscerální, čichový a chuťový. Receptory nebo také někdy nazývané senzory pak rozděluje na:

- Exteroreceptory – přijímají podněty z vnějšího prostředí na základě smyslových orgánů, zraku, sluchu, hmatu, čichu a chuti.
- Proprioreceptory – detekují polohu a pohyby těla. Patří sem kloubní receptory, svalová vřeténka a šlachová tělíška.
- Interoreceptory – přijímají chemické a mechanické podněty z vnitřního prostředí (Rokyta, 2000; Rokyta, 2016).

Trojan ve své publikaci rozděluje proprioceptivní cití (hluboké cití) na:

- Pohybové cití = Kinestezie – zajišťuje informace o pohybu, jeho rychlosti a rozsahu.
- Polohové cití = Statestezie – poskytuje informace o vzájemné poloze částí těla a o zaujmutí postavení v kloubech.
- Silové cití – informuje o svalové síle a odporu během pohybu (Trojan, 2003).

V procesu udržování rovnováhy popisuje zahraniční literatura dominantní činnost vestibulárního aparátu ve vzájemné spolupráci s ostatními smyslovými orgány, z nichž je nejvíce potřebný zrak (Assaiante et al., 1992; Hatzitaki et al., 2002; Rival et al., 2005).

Dle Véleho je velmi důležitá souhra informací z vestibulárního systému a propioceptivních čidel nacházející se ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a ligamentech (Véle, 1995).

Pokud nastane situace, kdy dojde k výpadku některé ze senzorických složek, je nadále pohyb a vzpřímená poloha těla zajištěna vyšší aktivitou složky jiné. Toto tvrzení se může demonstrovat na příkladu, kdy u osoby s postižením zraku bude tento handicap kompenzován vyšším vnímáním sluchu nebo například při zhoršení vnímání propiocepce u diabetického pacienta, bude vyšší aktivitu vykazovat optická kontrola (Rokyta, 2000; Véle, 2006).

2.2.1.1 VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM

Vestibulární systém zprostředkovává informace o směru působení gravitační síly na jedince během pohybu i v klidové poloze. Tyto informace jsou získávány na základě změn polohy hlavy, lineárního či úhlového zrychlení.

Rovnovážné ústrojí se nachází ve vnitřním uchu, přesněji v kostěném labyrintu v kosti skalní. Skládá se ze tří polokruhových kanálků a dvou otolitových váčků – utriculus a sacculus. Polokruhové kanálky jsou vyplněné tekutinou – endolymfou, jejíž tlak se při rotačním zrychlení v rovině kanálku přenáší na vláskové buňky. Podráždění těchto buněk zprostředkuje vnímání rotačního zrychlení. Vlásokové buňky otolitových váčků jsou obklopené membránou, na kterou jsou přichyceny malé krystalky uhličitanu vápenatého – otokonie. Tyto krystalky dráždí vláskové buňky, které tak zprostředkovávají informaci o poloze hlavy v prostoru. Vestibulární systém hraje tedy rozhodující roli při rotačních pohybech, pohybové koordinaci, prostorové orientaci a jiných rychlých změnách polohy hlavy (Ambler et al., 2008; Ambler et al., 2011; Bartůňková, 2007; Kania, 2017; Rokyta, 2000; Vařeka, 2002).

2.2.1.2 ZRAK

Zrak je důležitou funkcí prostorové orientace. Získává informace o stavu i změnách zevního prostředí a pomáhá kontrolovat polohu hlavy během pohybu. Prostorové vidění umožňuje jedinci detailnější vnímání prostoru a předvídání vzdálenosti (Bartůňková, 2007; Véle, 2006).

2.2.1.3 SLUCH

Véle označuje sluch jako vedlejší roli během procesu udržování rovnováhy. Využití má v pohybovém učení jako součást audiovizuálního přenosu, například při hře na hudební nástroj (Véle, 1995).

Oproti tomu Viljanen ve své publikaci vysvětluje důležitost sluchového vnímání z důvodu blízkého anatomického uložení s vestibulárním systémem. Mají sdílený krevní oběh a společnou inervaci nervus vestibulocochlearis. Viljanen také provedl studii, jejíž výsledky prokázaly, že osoby se sluchovým deficitem mají větší riziko pádu (Viljanen et al., 2009).

2.2.1.4 PROPRIOCEPCE

Kvalitní propiocepce je důležitou součástí dynamiky a stability kloubu při každodenních činnostech či sportovních aktivitách. Proprioceptivní čítí zprostředkovává informace z kinestetických a somatosenzorických receptorů. Mezi kinestetické receptory patří svalová vřeténka, šlachová tělíska a kloubní receptory. Svalové vřeténko reaguje na rychlost a změnu délky svalového vlákna. Golgiho šlachová tělíska nejsou tak citlivá jako svalová vřeténka. Vyskytují se ve šlachách a svalových úponech, reagují na zkrácení svalových vláken a informují o velikosti kontrakce. Kloubní receptory se nachází v kloubních pouzdrech, vazech a perichondriu. Zaznamenávají pohyb, přináší informace o poloze a rychlosti pohybu v kloubu a také vedou kloubní bolest. Mezi somatosenzorické receptory nebo také mechanoreceptory řadí Bartůňková taktilní a tlakové analyzátoary, které se nachází nepravidelně v různých úrovních kůže a zajišťují informace o změnách tlaku. Pro člověka mají největší využití v oblasti plosek a chodidel DKK (Bartůňková, 2007).

2.2.2 ŘÍDÍCÍ SLOŽKA

Véle definuje nervový systém (NS) jako hlavní řídicí a integrující systém lidského organismu. Základní funkcí NS je přenos informací získaných z receptorů, následně jejich centrální vyhodnocení a poté pomocí efektorů vysílání nových signálů. Řídicí složkou posturální stability je centrální nervový systém (CNS).

Rokyta ve své publikaci uvádí, že signály pocházející z receptorů senzorické složky jsou zpracovány právě složkou řídicí, která je tvořena pomocí CNS, přesněji páteří a prodlouženou míchou, Varolovým mostem, středním mozkem, mozečkem, mezimozkem, bazálními ganglii, limbickým systémem a mozkovou kůrou.

Tyto jednotlivé oddíly jsou propojeny ascendentními a descendentními drahami a vytváří tzv. funkční celky (Rokyta, 2016).

Dle Jančové a Kohlíkové je koordinace vzpřímeného stoje zajištěna zejména spinální míchou, středním mozkem, mozečkem, bazálními ganglii, motorickou kůrou a retikulární formací (Jančová et Kohlíková, 2007).

Informace z receptorů o změně vnitřního a vnějšího prostředí přichází do CNS jako již zpracovaný senzoričtý podnět. CNS na tento podnět reaguje a vyhotoví schéma, které podá přesnou informaci o poloze, pohybu těla a stavu zevního prostředí. Dále je toto schéma aplikováno ke korekci postavení hlavy a koordinaci pohybu (Kolář et al., 2009; Véle, 2006; Vařeka et al., 2002).

2.2.3 VÝKONNÁ SLOŽKA

Výkonná složka posturální stability je zajištěna muskuloskeletálním systémem. Kosterní svalstvo umožňuje řízený pohyb i udržení vzpřímené klidové polohy.

Svalstvo dělíme na:

- Posturální svaly – svaly zabezpečující vzpřímenou polohu těla, svaly s převahou tonických vláken a tendencí ke zkracování, například extenzory dolních končetin, svaly hýžděové, hluboké svaly zádové, svaly šijové.
- Fázické svaly – zajišťují pohyb v prostoru, svaly s převahou rychlých bílých svalových vláken, tendence k oslabení, například břišní svaly, hýžděové svaly, mezilopatkové svaly (Suchomel, 2006).

V posturální funkci hraje významnou roli axiální systém, oblast pánve a dolních končetin. Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje je dán kvalitou opěrné stabilizační funkce dolních končetin, kvalitou stabilizačních schopností páteře a postavením pánve. Právě pánev má sekundárně vliv i na postavení trupu a dolních končetin (Véle, 1995; Vařeka, 2002).

Suchomel popisuje zajištění vzpřímené polohy těla pomocí svalového systému pasivně s využitím ligamentózního aparátu a kostěných a chrupavčitých struktur nebo aktivně pomocí svalů, které zajišťují stabilní polohu (Suchomel, 2006).

Rovněž Panjabi rozděluje stabilizační systém na několik subsystémů:

- Pasivní subsystém – kostěné a vazivové struktury, které zajišťují kontrolu a stabilitu páteře.
- Aktivní subsystém – svaly působící na páteř.
- Neurální subsystém – tvořený nervy, ovlivňuje stabilitu páteře prostřednictvím aference z receptorů a následného řízení aktivní složky (Panjabi, 1992).

2.2.3.1 AXIÁLNÍ SYSTÉM

Véle ve své publikaci z roku 1995 označuje axiální systém za část pohybové soustavy nacházející se v oblasti kolem celé páteře, která je složena ze stavebních komponent. Mezi ty řadí páteř, spoje na páteři, svaly pohybující osovým skeletem, hrudník a dýchací svaly. Funkce těchto komponent je nosnost, hybnost a ochrana. Další rozdělení, které Véle provedl, je označení částí páteře na horní krční segment, dolní krční segment, horní hrudní segment, dolní hrudní segment, horní bederní segment a dolní bederní segment (Vařeka, 2002; Véle, 1995).

2.2.3.2 OBLAST PÁNVE A DOLNÍCH KONČETIN

O pánvi autoři mluví jako o opoře nebo opěrné bázi pro axiální systém. Postavení pánve je tedy důležité pro tvarové zakřivení páteře. Dle zakřivení páteře se následně posuzuje míra zatížení meziobratlových plotének v bederní páteři.

Funkcí dolních končetin je nosnost zátěže celého těla, zajištění pevného a stabilního kontaktu s opěrnou plochou neboli podložkou, dále pak udržování a korekce vzpřímeného držení těla (Kolář, 2009; Vařeka, 2002; Véle, 2006).

2.2.3.3 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

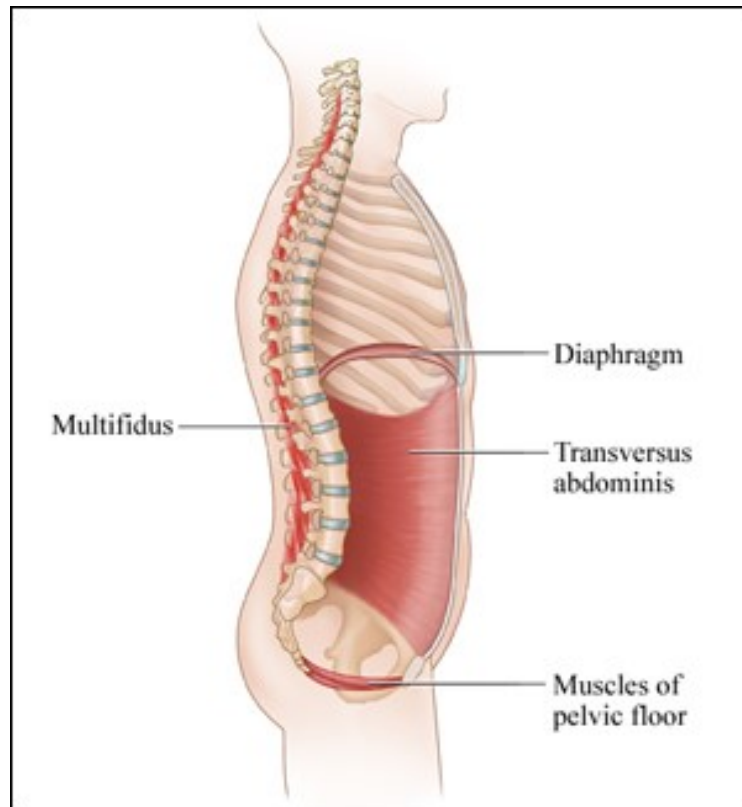
Pro správné zajištění posturální stability je nutná vzájemná souhra a propojení všech systémů. Tělo využívá tzv. hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP), posturálního systému a axiálního systému. Pokud dojde k dysfunkci některého ze systémů, může to mít za následek vertebrogenní obtíže či bolestivý syndrom páteře (Panjabi, 1992; Suchomel, 2006).

Véle, Jalovcová a Pavlů rozlišují dva typy stabilizace:

- Stabilizace intersegmentální – její základní funkcí je zajištění stability celého osového orgánu, aby mohla být splněna jedna z podmínek pro zajištění celkové stability. Je tvořena hlubokým stabilizačním systémem neboli krátkými hlubokými intersegmentálními svaly páteře.
- Stabilizace celková, sektorová – účastní se jí jednotlivé sektory páteře, které jsou vzájemně propojeny povrchovými silnými svaly (Jalovcová et Pavlů, 2010; Véle, 2006).

Pro fyziologickou stabilizaci páteře je velmi důležitá vzájemná souhra mezi svaly povrchovými a hlubokými. Kolář problematiku stabilizace páteře popisuje jako propojení, koaktivaci a zřetězení mezi mm. multifidi, bránicí, svaly pánevního dna a abdominální muskulaturou. Všechny tyto komponenty spolupracují na tvorbě a regulaci nitrobřišního tlaku. Pokud se jedná o stabilizaci v segmentech krční a hrudní páteře, je popisována souhra mezi hlubokými flexory a extenzory páteře, konkrétně rovnováha mezi m. semispinalis capitis et cervicis, m. splenius capitis et cervicis, m. longissimus capitis et cervicis a m. longus colli et capitis z ventrální strany. Celek je poté označován jako hluboký stabilizační systém (Kolář et al., 2009).

Důležitou roli v procesu stabilizace mají dýchání a aktivita bránice. Během nádechu (inspiria) dochází k oploštění bránice, která díky své aktivitě vytváří tlak na břišní orgány, které následně tento tlak přenášejí dále na páteř, břišní stěnu a svalstvo pánevního dna. Břišní svaly a pánevní dno na tento zvyšující se nitrobřišní tlak reagují a zajišťují minimalizaci vyklenutí břišní stěny. Tím dojde k dalšímu zvýšení a následnému udržení nitrobřišního tlaku, který je stěžejní pro stabilizaci páteře (Kolář et al., 2009; Lewit, 2003).



Obrázek č. 1: Hluboký stabilizační systém páteře (www.fyzioterapieprovas.cz, 2020)

2.3 MOŽNOSTI HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Důležitým termínem při hodnocení posturální stability ve vzpřímeném stoji je posturografie nebo také někdy autory používaný název stabilometrie či stabilografie. Posturografie využívá k vyšetření stoje plošinu za podmínek statických nebo dynamických. Tuto definici potvrzuje Vařeka ve své publikaci, která vyšetření posturální stability rozděluje na statickou posturografii a dynamickou posturografii.

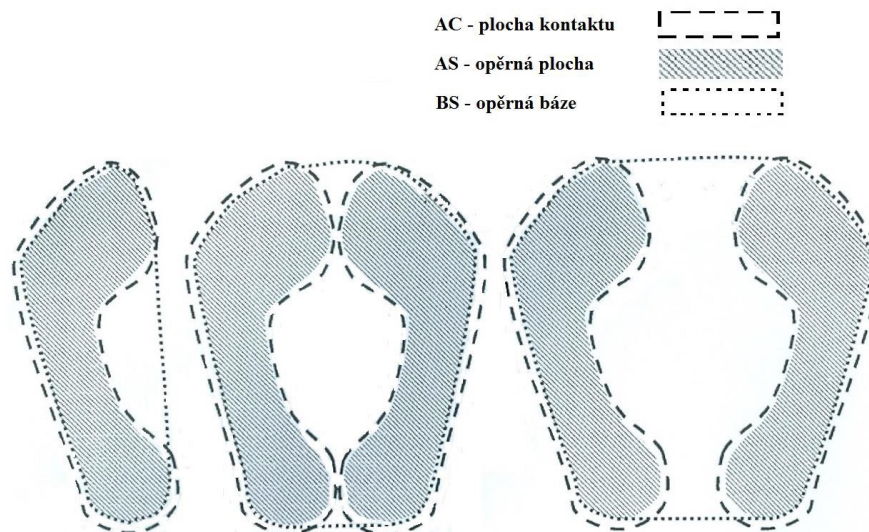
Mezi statické testy patří například volný bipedální stoj, Rombergova zkouška nebo stoj na jedné DK. Mezi testy dynamické řadíme vyšetření chůze nebo skok na jedné DK (Vařeka, 2002). Přístrojové hodnocení stability je objektivnější pro posouzení i malých změn, které by klinické metody nemusely vždy odhalit. Kolář vysvětluje posturografické vyšetření jako měření reakční síly, která působí na tenzometrickou nebo silovou podložku (Kolář, 2009).

Bizovská a kolektiv se ve své knize „Rovnováha a možnosti jejího hodnocení“ zaměřili na nejznámější a nejpoužívanější testy, které se využívají pro klinické hodnocení v oblasti rovnováhy a chůze:

- Single leg stance (One legged stance) – test probíhá ve stoji na jedné DK s HKK v bok nebo překříženými na hrudi. Hodnotí se časový údaj, po který je testovaný jedinec schopen udržet výchozí polohu bez změny pozice HKK.
- Functional reach test – test rovnováhy, který je zaměřený na testování limitů stability neboli do jaké maximální vzdálenosti se může testovaný jedinec naklonit bez toho, aniž by ztratil rovnováhu. Je možné ho vykonávat do předklonu, záklonu i úklonu stranou.
- Five times sit-to-stand – test hodnotí úroveň rovnováhy a sílu DKK. Testovaný jedinec má za úkol celkem pětkrát co nejrychleji vstát a znovu se posadit na židli. Hodnotící parametr je čas. Pokud test trvá více než 15 s, mají tyto osoby zvýšené riziko pádu.
- Time Up and Go – testovaná osoba má za úkol v co nejkratším čase vstát ze židle, obejít kužel ve vzdálenosti 3 m a znovu se posadit na židli. Test je vyhodnocován aspekci pomocí pětibodové škály.
- Balance evaluation systems test (BESTest) – komplexní baterie testů zaměřená na hodnocení rovnováhy v šesti různých oblastech – biomechanická omezení, limity stability, přechody a anticipační posturální strategie, posturální reakce, sensorická orientace a stabilita při chůzi. Test obsahuje celkem 27 úloh pro pravou i levou dolní končetinu (Bizovská et al., 2017).

Vařeka ve své knize definuje základní důležitou terminologii spojenou s posturografickým vyšetřením.

- Plocha kontaktu (Area of Contact) – celá plocha kontaktu mezi osobou či předmětem a podložkou.
- Opěrná plocha (Area of Support) – aktuálně využívaná plocha kontaktu k aktivní kontrole stability.
- Opěrná báze (Base of Support) – celková plocha pod předmětem nebo osobou zahrnující každý bod kontaktu osoby nebo předmětu s podložkou, nosnou plochou, a je ohraničena jednotlivými vnějšími body kontaktu.



Obrázek č. 2: Vztah mezi opěrnou bází, plochou kontaktu a opěrnou plochou (Vařeka, 2002)

- Střed tlakového působení (COP, Centre of Pressure) – nejčastěji využívaný parametr při hodnocení posturální stability. Je definován jako působíště reakční síly do podložky. Polohu působíště lze vypočítat u silových plošin z hodnot reakční síly v rozích silové desky a u tlakových plošin průměrem všech tlaků snímaných z opěrné plochy.
- Těžiště těla (COM, Centre of Mass) – těžiště, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Vypočítá se pomocí těžišť jednotlivých segmentů a jejich hmotností.
- Průmět těžiště těla do podložky (COG, Centre of Gravity) – je definován jako průmět celkového těžiště těla do roviny opěrné báze (Vařeka, 2002).

2.4 DYNAMICKÁ POČÍTAČOVÁ POSTUROGRAFIE

Dynamická počítačová posturografie (CDP) je funkční testování rovnováhy, při kterém se současně hodnotí vestibulární, vizuální a somatosensorické funkce. Hart popisuje CDP jako složitější metodu pro objektivní měření posturální rovnováhy. Využívá se k posouzení adaptivních mechanismů CNS, které se účastní regulace postoje a rovnováhy za přirozených i nefyziologických podmínek (Hart, 1997). Mezi tyto mechanismy patří zrak, sluch, hmat, propiocepce a vestibulární systém (Palm et al., 2014; Roca-Morales et al., 2018; Shlamkovitch et al., 2018).

Testy dynamické posturální stability a jejich hodnotící kritéria jsou vybírány specificky pro konkrétní skupinu v závislosti na cílech studie (Fitzpatrick et al., 2005).

CDP obsahuje posturografickou plošinu (dynamometrická nebo tenzometrická plošina), na které během testování stojí pacient. Velmi často je součástí CDP také obrazovka, na které je promítáno pacientovo pozadí, díky kterému se může daný pacient vizuálně orientovat. Testovat rovnováhu můžeme v různých směrech, a proto je plošina schopna se pohybovat anteromediálně, laterolaterálně či se také naklánět v horizontální rovině. Po celou dobu testování je zaznamenávána změna tlaku v každém ze čtyř kvadrantů plošiny (Ben-David, 1997).

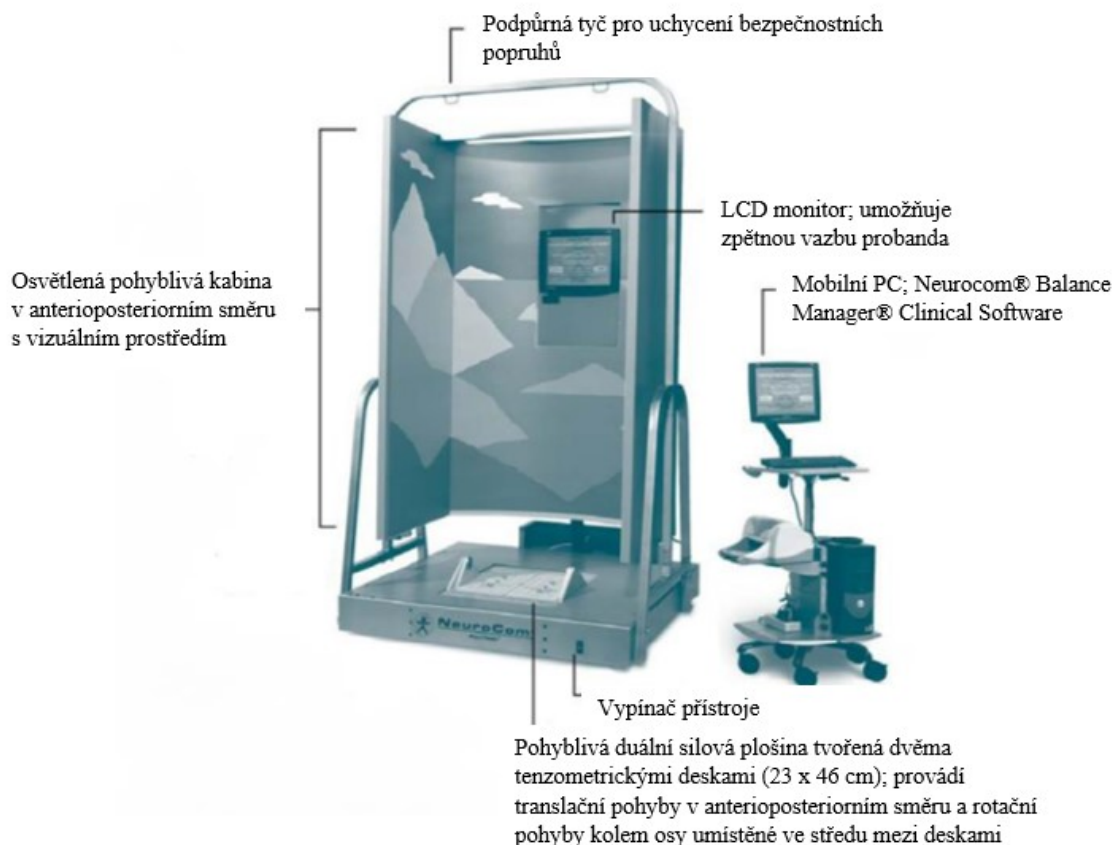
Bálková ve své publikaci rozděluje CDP na systém statický (stabilometrie) a systém dynamický (dynamometrie). Do statického systému řadíme například Balance Master a do dynamického systému například ChatteX Balance System nebo Equi test od Neurocom International (Bálková, 2005; Kolář, 2009).

2.4.1 NEUROCOM SMART EQUITEST SYSTEM

Přístroj Neurocom SMART EquiTest byl vyvinut a představen firmou Neurocom, která jej řadí do kategorie dynamická počítačová posturografie (CDP). Vyšetřením na tomto přístroji lze objektivně posoudit posturální stabilitu, rovnováhu a balanční schopnosti testovaného jedince.

Neurocom SMART EquiTest obsahuje celou řadu dynamických testů, které byly navrženy tak, aby zahrnovaly běžné situace a podmínky každodenního života. Je zkonstruován tak, že zvládne identifikovat, posoudit a kvantifikovat motorické, somatosenzorické, vestibulární a vizuální funkce. Systém lze využít pro diagnostické a terapeutické účely. Nejčastější jeho využití je v neurorehabilitaci, k léčbě posttraumatických lézí mozku nebo vestibulárních poruch včetně závratí. Často je také využíván k vědecké činnosti a k realizaci klinických studií (Hakim et al., 2011; NeuroCom International, 2008; Stribling et al., 2017; Vaniček et al., 2013).

Všechna získaná a změřená data jsou následně převedena do počítače, kde je možnost vyhodnocení pomocí speciálního programu NeuroCom Balance Manager software, který výsledky analyzuje a zobrazí je v grafech nebo číselných hodnotách. Díky těmto detailním výsledkům je možné určit, jak velká míra poškození motoriky či somatosenzoriky ovlivňuje testovaného jedince. To lékařům napomáhá k přesnější diagnostice a následné účinnější léčbě pacientů s poruchami rovnováhy či stability (Concordia University, 2015).



Obrázek č. 3: Přístroj Neurocom SMART EquiTest (Vomáčková et al., 2020)

Během celého vyšetření je zaznamenávána změna tlaku na pohyblivé duální silové plošině, která je tvořená dvěma tenzometrickými deskami (23 × 46 cm). Každá deska je rozdělena na dva kvadranty, celkem tedy do čtyř kvadrantů. Při zatížení desky jedincem začne přístroj snímat vertikální síly, které stanoví polohu těžiště (COG) (Hammami et. al, 2014; Harris et. al, 2008). Deska je také schopna translačních a rotačních pohybů, kdy rotuje v rozsahu $\pm 10^\circ$ s maximální rychlostí 50°/s. Rozsah posunu desky (anteriorně, posteriorně) je $\pm 6,35$ cm s maximální rychlostí 15 cm/s. Vizuální pohyblivé okolí se pohybuje maximální rychlostí 15°/s při rotaci $\pm 10^\circ$ (NeuroCom International, 2008).

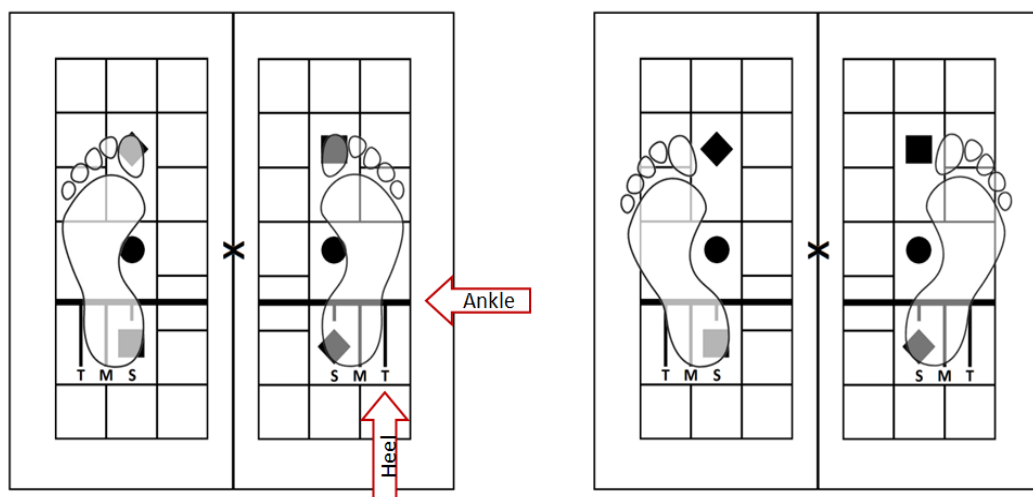
Neurocom SMART EquiTest obsahuje tyto technické parametry (NeuroCom International, 2008; Natus Medical Incorporated 2016):

- silová pohyblivá dynamická deska,
- pohyblivé vizuální okolí s LCD displejem s možností zapnout osvětlení,
- podpěrná tyč s pevnými úchyty pro závěsný systém,

- bezpečnostní závěsné úvazky ve velikosti S, M, L,
- počítač s LCD monitorem a bezdrátový ovladač,
- pojízdný vozík na počítač s tiskárnou, bezdrátovou myší a klávesnicí,
- NeuroCom Balance Manager Software – software pro vyhodnocení dat,
- pomůcky pro možnost modifikace testování: podložky, válcová úseč, schůdky.

Celková váha systému je 352 kg, přičemž maximální výška testovaného jedince může být 203 cm a maximální váha 200 kg.

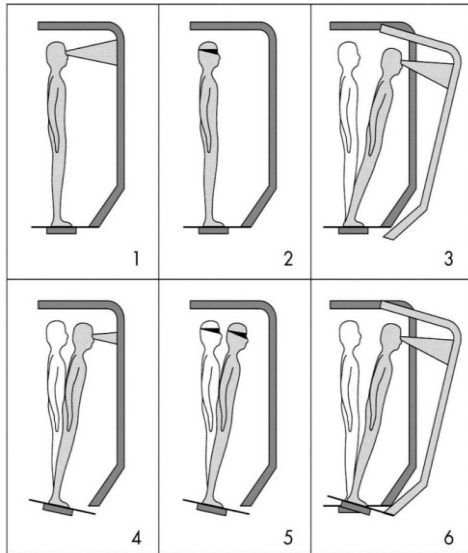
Pro přesné provedení testu je důležité správné postavení DKK, které je znázorněné na obrázku č. 4.



Obrázek č. 4: Správné postavení DKK (Concordia University, 2015)

2.4.2 STANDARDIZOVANÉ PROTOKOLY URČENÉ K TESTOVÁNÍ

Sensory Organisation Test (SOT) – objektivně hodnotí schopnost jedince udržet stabilní stoj pomocí aferentních informací ze tří senzoričkových systémů, somatosenzoričkého, zrakového a vestibulárního. Přístroj pomocí kývavé desky a vizuálního prostoru eliminuje informace přicházející z nohou, kloubů a očí. Změny v oblasti těžiště jsou zaznamenávány během 6 fází trvajících 20 s a za různých podmínek, jak je patrné na obrázku č. 5.



- COND1 – oči otevřené, stabilní plošina, stabilní kabina
 COND2 – oči zavřené, stabilní plošina, stabilní kabina
 COND3 – oči otevřené, stabilní plošina, nestabilní kabina
 COND4 – oči otevřené, nestabilní plošina, stabilní kabina
 COND5 – oči zavřené, nestabilní plošina, stabilní kabina
 COND6 – oči otevřené, nestabilní plošina, nestabilní kabina

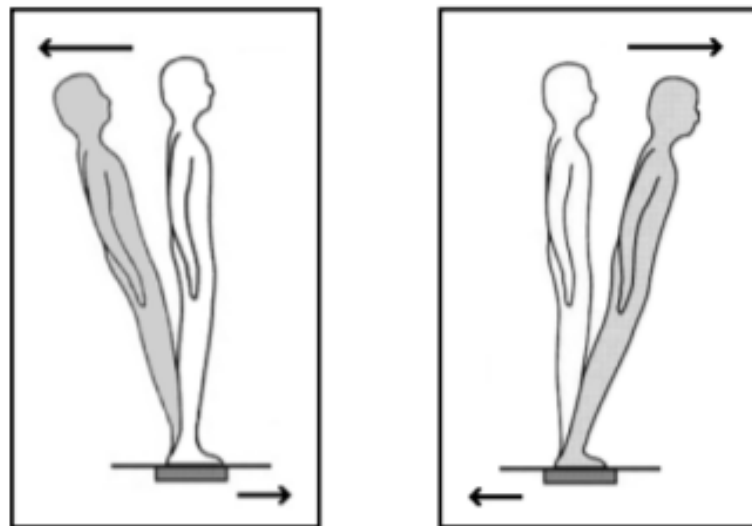
Obrázek č. 5: Sensory Organisation Test (SOT) (Concordia University, 2015)

Výsledky každého SOT jsou vyjádřeny pomocí tzv. Equilibrium Score (dále ES vyjádřeno v %). Každá naměřená hodnota odpovídá celkové koordinaci jednotlivých systémů zabezpečujících posturální stabilizaci. ES se pohybuje v rozmezí od 0 % do 100 %. Maximální hodnota 100 % se objevuje v případě, že u testovaného jedince nedochází k žádným titubacím, naopak pokud dojde během testování k pádu, je výsledné ES hodnoceno číslem 0 %. Další vedlejší parametry, které je možné pomocí SOT zjistit jsou:

- Somatosensory ratio (SOM) – udává hodnotu míry ztráty rovnováhy při zavřených očích na stabilní plošině. Tato hodnota vzniká porovnáním ES z COND2 a COND1.
- Visual ratio (VIZ) – udává míru ztráty rovnováhy během pohybu plošiny při otevřených očích. Dochází tedy k narušení somatosenzorických funkcí. Výpočet pro VIZ je $COND4/COND1$.
- Vestibular ratio (VES) – udává míru ztráty rovnováhy s narušením vizuálních funkcí a somatosenzorických funkcí. Testovaný jedinec tak při kontrole rovnováhy využívá především vestibulární systém. Hodnota VES se vypočítá jako poměr $COND5/COND1$.

Dále je také možnost otestovat, zda jedinec využívá více strategií kyčelní (1 Hz a více) nebo strategii kotníkovou (méně než 0,5 Hz) (Concordia University, 2015; Jacobson et al., 1993; Nashner, 1982; NeuroCom International, 2008; Tsang, et al., 2004).

Motor Control Test (MCT) – hodnotí schopnost posturálního systému jedince reagovat na vnější, rychlé, neočekávané translační pohyby plošiny v anteroposteriorním směru. Sekvence malých, středních a velkých posunů plochy vpřed a vzad navodí automatické posturální reakce. Velikost posunů plochy je určena na základě poměru výšky testovaného pacienta. Měření udává symetrii zatížení, sílu reakce a rychlost, za kterou je vyšetřovaný schopen vrátit se do původního stavu. Každý posun (malý, střední, velký) je testován celkem třikrát (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2016).



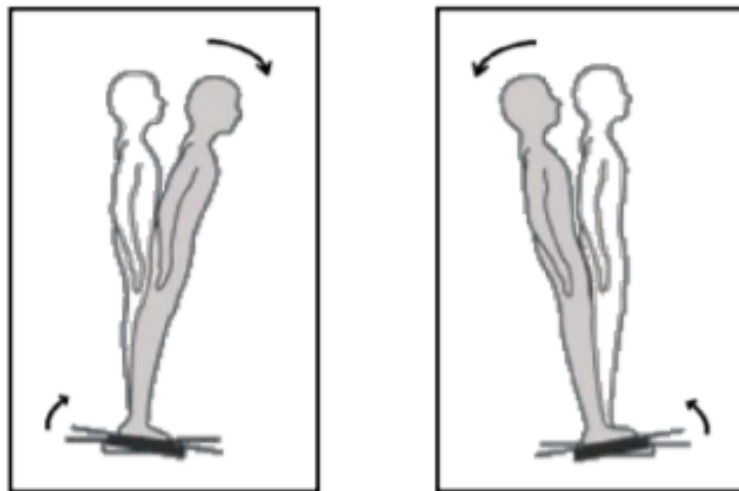
Obrázek č. 6: Motor Control Test (MCT) (Concordia University, 2015)

Výsledná hodnota symetrického rozložení váhy je vyjádřena pomocí tzv. Weight Symmetry (dále WS vyjádřeno v %). Pokud je WS menší než 100 %, jedinec zatěžuje více levou polovinu těla, pokud je však WS naopak větší než 100 %, je větší zatížení na pravé polovině těla. Další parametrem v tomto testu je tzv. Strength Symmetry (dále SS vyjádřeno v %), který pojednává o silové symetrii mezi DKK při pohybu podložky. Hodnoty jsou obdobné jako u WS. Třetím sledovaným parametrem tzv. Latency (ms), který stanovuje rychlost motorické odpovědi DKK, na levé (LL) a pravé (LR). Tato hodnota je udávána v ms a ukazuje rychlost prvního odporu

proti posuvu podložky. Posledním hodnotícím parametrem je tzv. Amplitude scaling (vyjádřeno v N), který poskytuje informace o tom, jakou sílu musí vyšetřovaný vynaložit, aby došlo k ustálení rovnovážné polohy (Neurocom International, 2016).

Adaptation Test (ADT) – hodnotí schopnost jedince automaticky reagovat a adaptovat se na opakující se rotační pohyby silové desky. Během testování je pacient vystaven pěti výchylkám dolů „toes down“, kdy plošina rotuje směrem posteriorním a poté pěti výchylkám nahoru „toes up“, kdy plošina rotuje naopak směrem anteriorním.

Každý pohyb plošiny ukáže velikost reakční síly tzv. Sway Energy Score (bezrozměrná veličina), která je vynaložená k udržení stability. Optimální provedení je se snahou zachovat vzpřímenou pozici s co nejmenším množstvím vynaložené energie (Concordia University, 2015).



Obrázek č. 7: Adaptation Test (ADT) (Concordia University, 2015)

Limits of Stability (LOS) – určuje limity stability neboli prostor, ve kterém je jedinec schopen provádět volní pohyby bez změny opěrné báze. Hodnotí tedy kvalitu balančních mechanismů a do jaké míry je pacient schopen pohybu COG nad bází opory. Jedinec vidí 8 cílových míst na monitoru před sebou, cílová místa jsou rozložena ve 45° rozestupech. Na začátku testu testovaný zaujme předem danou polohu, kde se snaží ustálit svoje COG v malém čtverci uprostřed. Jakmile zazní tón, je jeho úkolem co nejpřesněji a zároveň nejrychleji vychýlit své tělo směrem do stanoveného čtverce, tak aby nedošlo k odlepení chodidel od podložky. Jednotlivé pokusy trvají

8 sekund. Pokud se stane, že proband dorazí na cílové místo dříve, snaží se na této pozici vytrvat, než vyprší časový limit.

Výsledné hodnoty vykazují tyto parametry:

- Reaction Time (dále RT vyjádřeno v sekundách) – je reakční doba od zaznění zvukového signálu a přenesení COG do cílového bodu na monitoru.
- Movement Velocity (dále MVL vyjádřeno ve °/s) – je průměrná rychlost COG při primárním pokusu o dosažení cíle.
- Endpoint Excursion (dále EPE vyjádřeno v %) – je konečný bod náklonu, ve kterém končí počáteční pohyb směrem k terči.
- Maximum Excursion (dále MXE vyjádřeno v %) – je maximální náklon, který stanovuje maximální vzdálenost, kterou urazí COG v průběhu měření. Opět vyjádřeno v procentech, pokud proband dosáhne cílového bodu v konkrétním směru, bude výsledná hodnota 100 %.
- Directional Control (dále DCL vyjádřeno v %) – je řízení směru náklonu, které udává přesnost dráhy COG do konkrétního směru. Pokud dráha COG bude probandem vedena rovně, přímočaře do středu daného bodu, bude hodnota opět 100 % (Concorida University, 2015; Neurocom International, 2016).

Rhythmic Weight Shift (RWS) – objektivně hodnotí schopnost rychlé změny směru těžiště a přizpůsobení se rychlosti pohybu daného stimulu ve dvou na sebe kolmých osách laterolaterálně a anteroposteriorně. Výsledné hodnoty jsou vyjádřeny dle parametru v procentech nebo ve stupních za sekundu (Concordia University, 2015).

Weight Bearing Squat (WBS vyjádřeno v %) – hodnotí symetrii a procentuální zatížení PDK a LDK při flexi 0°, 30°, 60° a 90° v kolenních kloubech. Test je prováděn se zrakovou kontrolou. Výslednou hodnotou je tzv. Percent Body Weight, která ukazuje rozložení tělesné váhy DKK. U zdravých jedinců by tato hodnota neměla přesáhnout hranici $\pm 7\%$. (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2016; NeuroCom International, 2008).

Unilateral Stance (US vyjádřeno ve °/s) – hodnotí stabilitu, konkrétně polohu COG a rychlost posturálních výchylek během stoje na jedné DK se zrakovou a bez zrakové kontroly. Testovány jsou obě DKK 3× po dobu 10 sekund se zrakovou kontrolou a následně s vyloučením zrakové kontroly. Při stoji mají testování nestojnou

DK v 90° flexi v kyčelním i kolenním kloubu a HKK jsou opřeny v bok. Výsledky mají dva parametry. Prvním z nich je tzv. COG Sway Velocity, který stanovuje poměr výchylky těla za jednotku času vyjádřen ve °/s. Druhým parametrem je tzv. Mean COG Sway Velocity, který vyjadřuje průměr ze všech tří měření (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2018).

2.4.3 STANDARDIZOVANÉ PROTOKOLY URČENÉ K TRÉNINKU

Mezi tréninkové protokoly patří Sequence training, Weight Bearing Training a Custom Training (Concordia University, 2015).

Autoři spolu s přístrojem vydali i podrobný manuál, který nese název „Perform operating document“. Jsou v něm obsaženy všechny informace o provozu zařízení, bezpečnostních opatřeních, použití modulů pro klinické či výzkumné účely a exportu dat (Concordia University, 2015).

2.5 FOTBAL

2.5.1 CHARAKTERISTIKA FOTBALU

Fotbal nebo také jinak nazývaná kopaná je celosvětově populární, sportovní, kolektivní, míčový sport, při kterém proti sobě soutěží dva celky o to, kdo vstřelí soupeři více branek, a naopak se snaží jich co nejméně obdržet. Hra se řídí předem stanovenými pravidly, na které během celého zápasu dohlíží delegace rozhodčích (Navara et al., 1986; Táborský, 2004).

V současnosti je fotbal oproti minulosti profesionálnější, rychlejší, dynamičtější a více kontaktní. Je možné využít mnohem lepší materiální i vnější podmínky, jak pro samotný zápas, tak i pro tréninkovou jednotku. Ve fotbale se kombinují herní schopnosti jednotlivců se vzájemnou souhrou a předem nastavenou taktikou. Během utkání je možné sledovat dva herní taktické systémy, které rozdělujeme na útočné a obranné.

- Útočná fáze – začíná okamžikem, kdy mužstvo získá míč pod svoji kontrolu a končí v momentě ztráty míče. Hlavním cílem útočně založených hráčů je správný výběr místa a útočné náběhy, přihrávání, zpracovávání míče, vedení míče i ve vysokých rychlostech a v neposlední řadě pro útočníka velmi důležitá

střelba. Mezi útočné kombinace a systémy hry řadíme postupný útok, rychlý protiútok, kombinaci založenou na přihrávce nebo výměně pozice.

- Obranná fáze – začíná naopak ztrátou míče a končí jeho opětovným získáním. Obránci zajišťují činnosti jako je přihrávání, zpracovávání míče, dále pak obsazování a hlídání hráčů soupeře, kontrolu vymezeného území, odebrání a odkopávání míče do bezpečí. Brankáři, mimo již zmiňovanou práci s míčem, navíc chytají nebo vyráží míč a důležité jsou pro ně výskoky a skoky do stran spojené s častými pády na zem. Obranná spolupráce je založená na vzájemném zajišťování, přebírání hráčů, zónové obraně, kombinované a osobní obraně (Bedřich, 2006; Táborský, 2004).

Hráči se také během utkání setkávají ze speciálními situacemi, kterým říkáme standardní situace a patří mezi ně vhazování míče, kop od branky, přímý a nepřímý volný kop, rohový kop, pokutový kop a míč rozhodčího (Bedřich, 2006).

2.5.2 MOTORIKA VE FOTBALE

Každá pohybová aktivita je složena kombinací nejjednodušších pohybů, které Janda v odborné literatuře nazývá základními hybnými stereotypy (Janda, 1996). Během fotbalového utkání uplatňují fotbalisté své pohybové schopnosti a dovednosti. Obecná definice pohybových schopností je dle Měkoty definována jako soubor vzájemně propojených vnitřních předpokladů pohybové činnosti (Měkota, 2005).

Pro každý sport včetně fotbalu jsou nezbytné vytrvalostní, rychlostní, silové, kondiční a koordinační schopnosti, které jsou na stejné úrovni, co se týče důležitosti, a vzájemně se prolínají a doplňují. Správná koordinace je podmínkou pro zdokonalování technických dovedností. Ta obsahuje činnosti motorické i senzorické. Koordinační schopnosti jsou autory definovány jako komplex schopností, které umožňují realizovat zamýšlený jednoduchý nebo i složitý pohyb, včetně přesnosti, optimální síly a rychlosti pohybu. Tyto schopnosti se utvářejí v průběhu ontogenetického vývoje prostřednictvím rozmanité lidské činnosti v různých oblastech lidského konání. V těchto činnostech se opakovaně uplatňují řídicí a regulační procesy, které umožňují realizaci konkrétního pohybu (Hirtz, 1997; Měkota, 2005; Roth et al., 1994).

Úkolem fotbalistů je dodržovat určitý taktický systém, jako jednotlivci vykonávají herní činnosti a vedou herní kombinace s ostatními spoluhráči. Trénováním rozvíjejí

své pohybové schopnosti. K těmto aktivitám využívají variabilně kombinace pohybů, které vychází ze základních hybných stereotypů. To, aby mohl být určitý pohybový projev proveden, musí se zapojit konkrétní svalové skupiny, které vytváří funkční celek pro daný pohyb. Pro správnou aktivaci svalových skupin je důležité provést pohyb kvalitně, proto dbáme na koordinační schopnosti, přesnost, plynulost, rytmicitu a ekonomičnost. Pokud je pohyb dlouhodobě nedokonalý a neekonomický, zvyšuje se riziko snížení výkonnosti a vzniku funkčních poruch (Janda, 1996).

Mezi základní a nejčastější dynamický stereotyp ve fotbale řadíme jednoznačně běh, který je dle dané situace modifikován na poklus, sprint, běh vzad nebo běh stranou. Běh ve fotbale je také velmi často prokládán chůzí vpřed i vzad. Další stěžejní stereotypy jsou různé typy kopů, skoků, výskoků, skluzů a hod obouruč.

2.5.2.1 BĚH VE FOTBALE

Principem fotbalu je důležitá práce s míčem a jeho kontrola, ale velmi často se během hry hráči větší časový úsek pohybují bez něj. Jednotlivé formy běhu fotbalista přizpůsobuje vzhledem k aktuálnímu hernímu projevu a herním situacím. Reilly tvrdí, že hráči během fotbalového utkání naběhají stále větší počet kilometrů. Na základě tohoto tvrzení řadí fotbal do kategorie běžeckých her (Reilly et al., 1993).

Běh vychází a je modifikací hybného stereotypu chůze, při které jsou pohyby v kloubech totožné i se zapojením stejných svalových skupin. Rozdílem je, že při běhu se mění úhly mezi segmenty horních i dolních končetin, dochází k větší a rychlejší vykonané síle při práci, k přesnější koordinaci svalů a také zdůraznění aktivace určitých svalových skupin. Rozdílný je také běžecký krok v podání sprintera, který je více napřímený, s větším rozsahem horních končetin a běží po špičkách. Zatímco vytrvalec je více uvolněný s došlapem na patu nebo střed chodidla (Ferro et al., 2014; Javůrek, 1986).

Běh je zcela přirozeným automatickým cyklickým rytmickým pohybem, jehož základní pohybovou strukturou je pravidelně opakující se běžecký dvojkrok. Nejprve přichází kratší fáze odrazová, která přechází v delší fázi letovou, při které jsou po určitou dobu obě dolní končetiny ve vzduchu mimo kontakt s podložkou. Jedná se tedy o opakované skoky, jejichž délka a frekvence střídání ovlivňují rychlost běhu. Javůrek ve své publikaci popisuje délku trvání letové fáze podle typu běhu. V poměru k fázi opěrné je kratší při vytrvalostním běhu, delší pak během sprintování (Galloway, 2007; Javůrek, 1986).

Lokomoční pohyb dolních končetin obsahuje fázi opěrnou, stojnou, kročnou a fázi kmitu a švihů. Při odrazu přechází vzadu postavená dolní končetina do kmitu pomocí *m. triceps surae*, při kterém se dostávají do aktivace ischiokrurální svaly pro podporu extenze v kyčelním kloubu. Stehno se pohybuje směrem do vertikály a ischiokrurální svaly zdvihají bérce se současnou aktivací *m. tibialis anterior* k zajištění dorsální flexe nohy. Flexi v kyčelním kloubu zajišťuje kontrakce *m. iliopsoas*, *m. rectus femoris* a *m. tensor fasciae latae*. S postupným zvětšováním flexe v kyčelním kloubu se ischiokrurální svalstvo začíná natahovat a postupně dojde k vyrovnání ve směru čím větší flexe v kyčelním kloubu, tím větší flexe v kloubu kolenním. Na konci švihové fáze má velký význam *m. quadriceps femoris*, který zajistí extenzi bérce a *m. tibialis anterior* pro přípravu chodidla kontaktovat se s podložkou. V počátku opěrné fáze je položení paty na podložku spojené s aktivací *m. gluteus maximus*, který zahajuje ještě spolu s *mm. adductores* a ischiokrurálními svaly extenzi kyčelního kloubu. Chodidlo se postupně dostává do plné opory. Tuto stabilní oporu zajišťuje *m. triceps surae* spolu se svaly nohy. Důležitá je v opoře stabilita a správné postavení kolenního kloubu, které jsou zajištěny kontrakcí *m. quadriceps femoris* a *m. tensor fasciae latae*. Opěrná dolní končetina dále pokračuje v dokončení extenze kontrakcí *m. gluteus maximus* a ischiokrurálními svaly a závěrem *m. triceps surae* uvádí chodidlo do plantární flexe pro následující odrazovou fázi (Camic et al., 2015; Howard et al., 2017; Javůrek, 1986; Nigg et al., 2015).

Pro rychlost lokomoce je stěžejní délka a frekvence kroku. Během švihové fáze zajišťují rychlost flexory kyčelního kloubu, naopak v průběhu stojné fáze jsou za rychlost odpovědní extenzory kyčelního a kolenního kloubu spolu s plantárním flexory. Pro správné provedení pohybu dolních končetin při běhu je vždy nutná souhra souhybů celého těla, nejvýznamněji pohyby horních končetin (Camic et al., 2015; Howard et al., 2017; Javůrek, 1986; Lenhart et al., 2014).

FÁZE: stojná						
kloub/část těla	pohyb v kloubu	pohybující se segment	rovina	impuls pohybu	agonisté	kontrakce
kyčel	extenze	trup	sagitální	svaly	m. gluteus maximus m. biceps femoris m. semimembranosus m. semitendinosus	koncentrická
koleno	flexe	stehno stehno	sagitální sagitální	gravitace svaly	m. quadriceps femoris m. quadriceps femoris	excentrická koncentrická
hlezenní kloub	plantární flexe	bérec	sagitální	svaly	m. gastrocnemius m. soleus	koncentrická

FÁZE: švihová						
kloub/část těla	pohyb v kloubu	pohybující se segment	rovina	impuls pohybu	agonisté	kontrakce
kyčel	flexe	stehno	sagitální	svaly	m. iliopsoas m. rectus femoris m. pectineus	koncentrická
koleno	flexe (2/3)	bérec	sagitální	svaly	m. biceps femoris m. semitendinosus m. semimembranosus	koncentrická
	extenze (1/3)	bérec	sagitální	setrvačnost	m. biceps femoris m. semitendinosus m. semimembranosus	excentrická
hlezenní kloub	dorzální flexe	noha	sagitální	svaly	m. tibialis anterior	koncentrická

Obrázek č. 8: Svaly zapojující se během lokomoce (Bernaciková et al., 2010)

2.5.2.2 BIOMECHANIKA A SVALOVÁ AKTIVITA BĚHEM KOPU

Kop je po běhu dalším důležitým technickým pohybovým prvkem, bez kterého se hráč fotbalu neobejde. V průběhu fotbalového utkání nebo tréninkové jednotky vykonávají hráči technické dovednosti, mezi které patří střelba nebo přihrávka. Tyto herní dovednosti ve většině situací vykonávají svojí dominantní dolní končetinou, ve které mají větší jistotu správného provedení. Dominantní dolní končetina je tedy vystavována větší zátěži a může dojít ke vzniku svalové hypertrofie. Toto tvrzení potvrdilo několik autorů ve svých studiích, kdy zaznamenali významné rozdíly ve velikosti svalových vláken při porovnání dominantní a nedominantní dolní končetiny (Hanuš et al., 2011; Vaidová et al., 2012; Zahálka et al., 2010).

Enoka popsal definici kopu jako úderovou zručnost, při které je míč uveden do letové fáze na základě kontaktu nohy s míčem. Rychlost a přesnost vystřeleného míče je důležitým parametrem ve fotbale (Enoka, 1994; Kohoutek et al., 2013).

Nejdůležitější faktor při realizaci kopu je jeho umístění. Hybnost je míči udělována kopající dolní končetinou během relativně krátké chvíle a kontakt nohy s míčem je výsledkem složitého koordinačního procesu (Lees et al., 1998).

Rychlost provedení kopu a rychlost vystřeleného míče závisí na intermuskulární a intramuskulární koordinaci. Kvalita kopu je rovněž závislá na stabilním došlapu stojné nohy (Kohoutek et al., 2013).

Dle Kellise a jeho spoluautorů je stabilita končetiny při došlapu během nápřahu a kopu důležitá pro přenos energie a vyvinutí rychlosti do kopající končetiny (Kellis et al., 2004).

Lees považuje kop za biomechanicky nejvíce sledovaný herní prvek ve fotbalovém prostředí (Lees et al., 1998). Během nápřahu se kopající, úderová DK pohybuje směrem vzad. Kyčel je v mírné addukci a rotuje zevně. Dochází k flexi a vnitřní rotaci v kolenním kloubu. Nápřah DK je dokončen v momentě kontaktu se zemí s extenzí v kyčelním kloubu a flexí v kloubu kolenním. Následuje pohyb vpřed, který je zahájen rotací pánve kolem stojné nohy a přenosem stehna kopající DK. Po nárazu, přechází kyčel do flexe, abdukce a je rotována zevně. Hlezenní kloub je ve flexi (Levanon, 1998; Nunome, 2002; Zahálka et al., 2010). Efektivita nárazu stoupá s tím, jak je končetina zpevněná aktivací svalového aparátu. To samé platí, pokud je bod kontaktu s míčem blíže kotníku než metatarsům (Lees et al., 1998).

Během jednoho utkání provedou hráči v průměru přes 100 různých typů kopů. Zahálka rozděluje několik typů kopů (Zahálka et al., 2010):

- kop přímým nártem – využívá se pro dlouhé a rychlé kopy
- kop vnitřním nártem
- kop vnějším nártem
- kop vnitřní stranou chodidla – nejpřesnější typ kopu na kratší vzdálenost

Při těchto kopech se jako první zapojují do švihové fáze extenzory kyčle m. glutei a ischiokrurální svaly. K včasnému zastavení extenze dochází pomocí excentrické kontrakce m. quadriceps femoris. Poté následuje švihová fáze v kyčelním kloubu vpřed aktivací m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae. Současně se také zapojuje svalstvo břišní a pro extenzi kolenního kloubu m. quadriceps femoris. Při této fázi musí být dostatečně relaxovány svaly antagonistické, protože je dáno,

že čím kvalitnější relaxace, tím bude vyvinuta větší síla svalů agonistických (Ekstrand, Karlsson, 2003; Fuller, 2006).

Síla kopu je dále závislá na svalové síle svalů dolní končetiny, délce a hmotnosti končetiny, rozsahu pohybu v kloubech, koordinaci, načasování a rychlosti v momentě kopu do míče. V neposlední řadě pak na stabilitě druhé stojné dolní končetiny, kde je opora a stabilita zajišťována aktivací extenzorů kyčelního kloubu, kolenního kloubu, plantárními flexory a malými svaly nohy (Javůrek, 1986).

Pro silnější kop je důležité předat míči dostatečné množství energie. Rychlost míče je závislá na rychlosti DK při nárazu stejně jako na kvalitě kontaktu vlastní nohy s míčem (Lees, 1998; Zahálka, 2010). V tomto případě platí, že čím delší kontakt nastane mezi dolní končetinou a míčem, tím se na míč přenesou větší množství energie a kop bude prudší. To stejné platí i pro přesnost kopu, kde navíc ještě hraje roli velikost kontaktní plochy. Ekstrand a Karlsson ve své publikaci popisují, že největší přesnost byla při rychlosti míče 80 % maxima. Nejvyšší naměřené rychlosti kopu dosahují až ke 125 km/h. Pro správné a dostatečně silové provedení kopu je nezbytné optimálně nastavit držení těla, udržet rovnováhu a stabilizovat trup. Hráči se totiž při kopnutí odklánějí směrem od míče pro zvětšení páky ve švihové dolní končetině, aby tím docílili razantnějšího kopu (Ekstrand et Karlsson, 2003).

2.5.3 POSTURÁLNÍ STABILITA VE FOTBALE

Tématem posturální stability a rovnováhy se u profesionálních i amatérských fotbalistů věnovalo velké množství autorů. Autoři své publikace zaměřovali na balanční schopnosti dospělých i dětských fotbalistů, možnosti tréninku posturální stability, trénink stability jako prevence nejrůznějších zranění, vliv dominantní DK na posturální stabilitu nebo biomechanické aspekty běhu či kopu.

Fotbalisté při plnění svých rolí během hry nebo tréninku využívají pohyb celým tělem za účelem výroby a přenosu mechanické energie. Velmi důležitý je pohyb trupu a pánve. Zejména tyto dva důležité segmenty umožňují stabilitu a efektivní provedení fotbalových činností, jako je kopání nebo běh. Při kopu do míče musí fotbalista provést rotaci trupu a pánve v opačném směru, což má za následek excentrické kontrakce m. obliquus internus abdominis na kopající straně a m. obliquus externus abdominis na straně nekopající. Santos a jeho spolupracovníci se ve své studii věnovali výzkumu schopnosti stabilizace pánve v transverzální rovině v souvislosti s vlivem dominantní DK

a doby, po kterou se fotbalisté fotbalu věnují. Výzkum poukázal na výskyt asymetrií ve schopnosti stabilizace pánve, který však nesouvisel s dominancí DK. Fotbalisté s častějším tréninkem a delší aktivní kariérou vykazovali lepší schopnost stabilizovat pánev v transverzální rovině (Santos et al., 2014).

Další, kdo se věnoval posturální stabilitě s dominancí DK u tří různých sportů (basketbal, fotbal, surfing) a kontrolní skupiny populace se sedavým zaměstnáním, byl Barone a jeho kolektiv. Testovaní jedinci s dominancí PDK podstoupily pěti sekundovou unipedální stabilometrickou analýzu s otevřenými i zavřenými očima. Výsledky prokázaly rozdíl ve stabilitě pouze u skupiny fotbalistů ($p < 0,05$), kde větší stabilita byla prokázána na nedominantní DK (Barone et al., 2010).

Vývoj posturální stability je spojený s výkonnostním růstem. To prokázal i další výzkum, který popisuje lepší posturální kontrolu u profesionálních hráčů fotbalu, kteří vykazovali větší citlivost senzoričkových receptorů, lepší integraci informací nebo kombinaci obojího (Paillard et al., 2006). Dle Dichganse a Paillarda je přínos aferentních informací (somatosenzoričkových, vestibulárních a vizuálních) důležitější pro amatérské hráče fotbalu, profesionálové mají vestibulární a interoceptivní vstupy mnohem účinnější. Dichgans také prokázal, že amatérští hráči využívají během jednoduchých unipedálních úkolů více informace propioceptivní a myotaktické, zatímco profesionální hráči dávají více přednost vestibulárnímu systému. To je důvod, proč trénovanější jedinec může lépe kontrolovat stabilitu bez nadměrného využívání propiocepce. Také vizuální informace jsou určujícím faktorem v posturální regulaci. Potlačení vizuální aferentace bylo statisticky významné během statické rovnováhy. Oproti tomu rozdíly v dynamické rovnováze (anteroposteriorní i mediolaterální) nebyly významné. Profesionální fotbalisté mají větší znalost svého těla a schopnost udržet osu těla ve vertikále. To je důvod, proč jsou amatéři více závislí na vizuální kontrole (Dichgans et al., 1976, Paillard et al., 2006). Byl prokázán vztah mezi intenzitou tréninku a sníženým využíváním zrakové kontroly při udržování stability. Zraková kontrola může být pak více využita během herních dovedností (Gryc et al., 2014; Paillard et al., 2006).

Zlepšování posturální stability a kontroly rovnováhy patří k nezbytným součástem dlouhodobého tréninkového procesu. Jakobsen se věnoval výzkumu, kde zkoumal efekt intenzivního fotbalového tréninku (12 týdnů) u amatérských fotbalistů. Experimentální skupina byla rozdělena do čtyř skupin, skupina s fotbalovým tréninkem ($n = 10$), skupina vytrvalostního běhu ($n = 9$), skupina s vysoko intervalovým běžeckým tréninkem ($n = 7$) a skupina zcela bez tréninku ($n = 9$). Posturální stabilita byla

hodnocena pomocí 30 sekundového testu na silové desce stojem na jedné DK a Flamingo testem. Výsledky prokázaly statistickou významnost snížení parametru COP u skupiny s vysoko intervalovým běžeckým tréninkem a u skupiny, která podstoupila fotbalový trénink. Flamingo test pak prokázal snížení četnost pádů u všech testovaných skupin. Byl také snížen parametr zrychlení u fotbalové skupiny z čehož autor usuzuje, že fotbalový trénink může vést k vylepšení posturálních senzomotorických funkcí (Jakobsen et. al., 2011).

Efekt smyslově motorického tréninku popsal ve své studii také Heleno. Vzorek studie obsahoval 22 mladých fotbalistů, kteří podstoupili sérii testů Figure of Eight Test, Side Hop Test, Star Excursion Balance Test a vyšetření na silové plošině. Fotbalisté byli rozdělení náhodně do dvou skupin, jedna skupina pokračovala v běžném fotbalovém tréninku a druhá byla zařazena do pětidenního smyslově motorického tréninku. Intervenční skupina dosáhla významného zlepšení v posturální kontrole, obratnosti a koordinaci. Testováním na silové desce bylo prokázáno zlepšení v parametrech COP i střední rychlosti a frekvenci COP (Heleno et al., 2016).

Intenzita tréninku a četnost tréninkových jednotek může vést k jednostrannému zatěžování DK, což může následně způsobit vznik svalových dysbalancí, asymetrického držení těla a následně vážnějších zranění. Alonso vedl klinickou studii, ve které porovnával vychýlení těžiště během posturální kontroly u hráčů po rekonstrukci předního zkříženého vazy (ACL). Testovaný soubor byl rozdělen do tří skupin, na fotbalisty po rekonstrukci ACL, fotbalisty bez zranění a kontrolní skupinu tvořila běžná sportující populace. Výsledky prokázaly snížení posturální rovnováhy na operované DK po rekonstrukci ACL. Byla také snížena posturální stabilita u nesportující populace vůči zdravým fotbalistům, ale naopak zlepšena vůči skupině po operaci ACL. Dále nebyly zjištěny žádné rozdíly ve vztahu dominantní DK u zdravé skupiny fotbalistů i u nesportující populace (Alonso et al., 2009). Další, kdo se věnoval problematice zranění při fotbale, byl Kunugi. Ten svoji studii zaměřil na problematiku distorzí hlezenních kloubů. Testoval celkem 91 fotbalistů, které rozdělil na tři skupiny. Jedna skupina musela splňovat podmínku prodělaných minimálně dvou distorzí kotníku, druhá skupina pouze jedné distorze kotníku a do třetí skupiny byly zařazeni pouze zdraví jedinci. Výsledky vykazovaly podobně snížené hodnoty u první i druhé skupiny během anteroposteriorní i mediolaterální stabilizace vůči zdravé skupině (Kunugi et al., 2018).

3 METODOLOGIE PRÁCE

3.1 CÍL PRÁCE

Tato diplomová práce se zaměřuje na hodnocení dynamické posturální stability u skupiny hráčů fotbalu pomocí dynamické počítačové posturografie Neurocom SMART EquiTest. Hlavním cílem této diplomové práce je objektivně porovnat kvalitu a schopnost dynamické posturální stability u profesionálních fotbalistů ve srovnání s populací, která se běžně sportovní aktivity neúčastní. Druhým cílem je srovnání a následné zhodnocení rozdílů v dynamické posturální stabilitě mezi samotnými hráči fotbalu.

3.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Jak se liší úroveň dynamické posturální stability za pomoci Neurocom SMART EquiTest mezi profesionálními fotbalisty v porovnání s běžnou, zdravou populací stejného věkového rozmezí?

Jaké nastanou rozdíly v úrovni dynamické posturální stability v rámci experimentální skupiny hráčů fotbalu podobné výkonnostní úrovni vzhledem k jejich anamnestickým údajům?

3.3 HYPOTÉZY

Hypotéza I. – Předpokládám, že získané hodnoty Equilibrium score (ES), které jsou součástí testu Sensory Organization Testu (SOT), budou u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně vyšší než u kontrolní skupiny probandů.

Hypotéza II. – Předpokládám, že parametr Latency, který je součástí testu Motor Control Test (MCT), bude u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Hypotéza III. – Předpokládám, že parametry Movement Velocity, Endpoint Excursion, Maximal Excursion a Directional Control, které jsou součástí testu Limits of stability (LOS), budou u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně vyšší než u kontrolní skupiny probandů.

Hypotéza IV. – Předpokládám, že parametr Reaction Time, který je součástí testu Limits of Stability (LOS), bude u skupiny fotbalistů statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Hypotéza V. – Předpokládám, že parametr Sway Energy Score „toes up“ a „toes down“ testu Adaptation test (ADT), bude u experimentální skupiny statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Hladina statistické významnosti byla pro všechna statistická vyhodnocení stanovena na $\alpha = 0,05$

3.4 ÚKOLY PRÁCE

- Vyhledání, důkladné prostudování a písemné zpracování odborné literatury a poznatků souvisejících s tématem diplomové práce, zejména s důrazem na analýzu vědeckých článků a studií zabývajících se tematikou dynamické posturální stability a fotbalu.
- Záměrný výběr vhodných probandů k samotnému výzkumu.
- Zajištění technického a materiálního vybavení pro experiment.
- Důkladné seznámení probandů s průběhem měření a případně s jeho riziky.
- Odebrání anamnestických dat probandů pomocí dotazovacích metod – dotazníku.
- Měření dynamické posturální stability experimentální skupiny s využitím přístroje NeuroCom SMART EquiTest.
- Analýza a vyhodnocení získaných dat.
- Zodpovězení výzkumných otázek.
- Závěr a diskuse dosažených výsledků s předem stanovenými hypotézami.

4 METODIKA PRÁCE

Diplomová práce svým charakterem spadá mezi kvantitativní studie a jedná se o observační studii (cross-sectional study).

4.1 ZPRACOVÁNÍ TEORETICKÝCH VÝCHODISEK

Diplomová práce je rozdělena do dvou částí – teoretická a výzkumná. Teoretická část je vypracována dle dostupných informací z českých i zahraničních zdrojů, které se zaměřují na problematiku dynamické posturální stability, biomechaniku a kineziologii u profesionálních hráčů fotbalu. Výzkumná část popisuje samotné provedení vlastního výzkumu. Zdroje jsou vyhledávány tak, aby poskytly dostatečné množství informací pro úspěšné provedení výzkumu. Odborná literatura je vyhledávána pomocí rešeršní databáze Národní lékařské knihovny (NLK) a vědeckých databází Pubmed, Scopus, Web of Science, Medvik, EBSCOhost a Google Scholar. Všechna použitá literatura, jak v tištěné, tak v elektronické podobě, je citována dle platného znění citační normy ČSN ISO 690.

4.2 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Výzkumný soubor byl rozdělen do dvou skupin – experimentální a kontrolní skupina. Jedná se o záměrný výběr, kdy probandi byli vybráni hlavním řešitelem.

Charakteristika experimentální skupiny – 25 fotbalistů ($n = 25$) ve věku od 20 do 30 let, aktivně hrající fotbal na území České republiky minimálně 5 let, 4× – 5× týdně, divizní až ligová úroveň. Do výzkumu nemohly být zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by mohly limitovat probandy během měření posturální stability, dále osoby s neurologickým, interním onemocněním jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou. Pokud zkoumaná osoba prodělala úraz či jiná onemocnění, musela být doba rekonvalescence minimálně jeden rok. Dalším kritériem je současná akutní indispozice během samotného měření. Soubor probandů je charakterizován v tabulce č. 1.

Tabulka č. 1: Charakteristika probandů, experimentální skupina (n = 25)

n = 25	Průměr	SD	Min	Max
Věk [roky]	24.33	± 3.17	20.22	29.50
Tělesná hmotnost [kg]	78.48	± 10.38	59.00	99.00
Tělesná výška [cm]	182.12	±7.52	166.00	200.00
BMI	23.66	± 2.93	19.49	31.21
Fotbal [roky]	14.61	± 2.83	10.00	20.00
Trénink [hod/týden]	8.60	±1.20	6.00	10.00
Dominantní DK (kopající)	22× PDK; 3× LDK			

Legenda k tabulce č. 1: Charakteristika probandů, experimentální skupina; (n = 25); SD – směrodatná odchylka; Min – nejnižší hodnota; Max – nejvyšší hodnota

Charakteristika kontrolní skupiny – 25 probandů, mužů (n = 25), studenti FTVS UK, kteří neprovozují vrcholově žádný sport. Kritéria pro vyloučení z výzkumu byla totožná s experimentální skupinou. Všichni probandi musí mít platnou zdravotní sportovní prohlídku. Soubor probandů je charakterizován v tabulce č. 2.

Tabulka č. 2: Charakteristika probandů, kontrolní skupina (n = 25)

n = 25	Průměr	SD	Min	Max
Věk [roky]	24.97	± 2.71	18.54	31.82
Tělesná hmotnost [kg]	78.92	± 10.96	57.00	100.00
Tělesná výška [cm]	182.92	±7.85	167.00	198.00
BMI	23.51	± 2.21	18.83	27.70

Legenda k tabulce č. 2: Charakteristika probandů, kontrolní skupina; (n = 25); SD – směrodatná odchylka; Min – nejnižší hodnota; Max – nejvyšší hodnota

4.3 METODY ZÍSKÁVÁNÍ DAT

Výzkumná část pro objektivní zhodnocení dynamické posturální stability u hráčů fotbalu byla provedena pomocí dynamického posturografu Neurocom SMART EquiTest.

Na tomto přístroji je možné spustit celkem tři tréninkové protokoly (Sequence Training, Weight Bearing Training, Custom Training) a sedm standardizovaných testů. Jsou to Sensory Organisation Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Adaptation Test (ADT), Limits of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Weight Bearing Squat (WBS) a Unilateral Stance Test (US). Detailnější popis

jednotlivých testů je popsán v teoretické části práce v kapitole Neurocom SMART EquiTest System.

4.4 METODICKÝ POSTUP MĚŘENÍ

Všichni probandi, účastníci se výzkumu vyplnili před začátkem měření krátký desetiminutový dotazník k odebrání důležitých anamnestických dat (vzor dotazníku viz Příloha č. 3). V případě zjištění kritéria, které nebylo vhodné pro zařazení do experimentální skupiny, nebyl účastník k měření připuštěn. Konkrétně do výzkumu nemohly být zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by mohly limitovat probandy během měření posturální stability, dále osoby s neurologickým postižením jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou. Probandi zařazení do výzkumu byli detailně seznámeni s celým projektem, včetně průběhu měření a cílem výzkumu. Každý proband podepsal informovaný souhlas se zpracováním získaných a naměřených dat (viz Příloha č. 2)

K samotnému měření se účastníci výzkumu převlékli do pohodlného sportovního oblečení. Každému probandovi byla před začátkem testování změřena jeho výška, váha a byl upevněn do závěsných jisticích popruhů, a tím zajištěn proti možnému pádu a z něj vyplývajících zranění. Samotné měření na přístroji Neurocom SMART EquiTest trvalo přibližně 45 – 60 min. Každý účastník byl testován na všech sedm testů, které u všech následovaly po sobě ve stejném pořadí. Probandi během měření neopouštěli kabinu přístroje. Pokud si účastníci přáli zaslat výsledky v podobě výstupních protokolů, byly jim je zaslány po ukončení měření prostřednictvím emailu, který uvedli v dotazníku.

4.5 ANALÝZA DAT

Získané a naměřené hodnoty dat byly ihned po každém měření uloženy do programu NeuroCom Balance Manager Software. Data byla dále zanesena a zpracována do tabulek v Microsoft Excel verze Office 365 s podporou doplňku XRealStats.

Následně byl u těchto dat vypočítán průměr, směrodatná odchylka, medián, maximum a minimum. Poté byla otestována normalita rozložení dat pomocí Shapiro – Wilkova testu, zhodnocena parametrickost a určena statistická metoda.

O tom, jaký bude použitý párový test, rozhodla právě normalita rozložení dat. Pro normativně rozložená data byl použit T – test a pro data, která nebyla normativně

rozložena Mann – Whitney test (v kapitole výsledky jsou tyto data označena hvězdičkou). Hladina statistické významnosti byla pro oba testy nastavena na $\alpha = 0,05$. Současně byla určena i klinická významnost, která je stanovena na základě hodnoty Cohenova d.

Data byla přehledně zpracována do tabulek v následující kapitole výsledků výzkumu.

5 VÝSLEDKY VÝZKUMU

V této kapitole jsou popsány získané výsledky našeho výzkumu. Získaná data všech probandů jsou statisticky zpracována a porovnána. Výsledky jsou pak vyhodnoceny pro každou skupinu (experimentální a kontrolní) zvlášť, následně vloženy do tabulek a poté vzájemně mezi sebou porovnány.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$ a v tabulkách byla tučně označena jako p-hodnota za podmínky, že $p \leq 0,05$.

Dále je v tabulkách barevně rozlišena klinická významnost (effect size = ES), která popisuje velikost rozdílu mezi zkoumanými skupinami. Je vyjádřena pomocí Cohenova d, které je stanoveno následovně:

- ES < 0,20 (malá významnost – small effect),
- ES = 0,50 (střední významnost – medium effect),
- ES > 0,80 (velká významnost – large effect).

V textu je pro hodnoty střední významnosti použito žluté pozadí textu a pro hodnoty velké významnosti modré pozadí textu (Cohen, 1988; Neubauer et al, 2016; Soukup, 2013).

5.1 Výsledky Sensory Organization Test

V tabulce č. 3 jsou uvedeny získané a naměřené hodnoty a statisticky zpracované parametry jednotlivých částí Sensory Organization testu (SOT). Jsou to části COND1 – COND6, dále celkové Composite score, Somatosensory ratio, Vestibular ratio a Visual ratio.

Statisticky významná p-hodnota 0,01 byla zjištěna během testu COND4 (stoj s otevřenými očima, nestabilní plošina, stabilní prostředí). Další statisticky významný rozdíl byl zjištěn u Vestibular ratio, p-hodnota zde byla 0,01. V obou případech kontrolní skupina vykazovala vyšší hodnoty než skupina experimentální.

Klinicky významný rozdíl byl zjištěn během testu COND1 (klidový stoj s otevřenými očima). Zde byla kontrolní skupina lepší než skupina experimentální a hodnota ES byla Cohenovo $d = 0,51$ (střední klinická významnost). U COND4 bylo Cohenovo $d = 0,81$ (vysoká klinická významnost). Další střední klinická významnost byla zajištěna u VIZ (Vizual ratio), kde byla hodnota Cohenova $d = 0,68$.

Tabulka č. 3: Sensory Organization Test; Porovnání průměrných výsledků parametru ES; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)

	Experimentální skupina (n = 25)		Kontrolní skupina (n = 25)		p- hodnota	ES
	průměr (SD)	median (min – max)	průměr (SD)	median (min – max)		
COND1 %	93,40 (2,24)	94,00 (88,33-96,67)	94,43 (1,67)	95,00 (89,00-97,33)	0,09*	0,51
COND2 %	91,64 (3,10)	92,00 (83,67-95,67)	92,48 (2,41)	93,00 (86,67-96,00)	0,37*	0,30
COND3 %	88,85 (11,00)	91,33 (40,33-96,33)	91,31 (2,50)	91,33 (86,00-95,00)	0,94*	0,31
COND4 %	83,07 (6,31)	84,00 (67,67-91,00)	87,76 (5,29)	88,33 (71,33-93,33)	0,01*	0,81
COND5 %	66,60 (10,59)	69,00 (32,33-80,33)	70,25 (9,11)	72,33 (48,33-86,00)	0,23*	0,37
COND6 %	67,76 (12,23)	69,00 (35,33-90,67)	69,48 (10,48)	69,00 (47,67-86,67)	0,60	0,15
COMP %	78,84 (7,20)	80,00 (53,00-87,00)	81,52 (4,19)	83,00 (72,00-90,00)	0,20*	0,45
SOM	0,98 (0,03)	0,98 (0,90-1,04)	0,98 (0,02)	0,98 (0,93-1,03)	0,81	0,07
VIZ	0,89 (0,06)	0,90 (0,72-0,99)	0,93 (0,05)	0,95 (0,75-1,00)	0,01*	0,68
VES	0,71 (0,11)	0,73 (0,36-0,85)	0,74 (0,09)	0,77 (0,51-0,90)	0,34	0,30

Legenda k tabulce č. 3: SD – směrodatná odchylka, p-hodnota rozdíly mezi jednotlivými skupinami t-testem, *testováno Mann-Whitney testem, ES-effect size (klinická významnost) naměřena Cohenovým d , tučně zvýrazněna je statisticky významná p-hodnota. Žlutou barvou je zvýrazněna ES střední významnost, modrou barvou ES velká významnost.

Jako další je porovnání v rámci experimentální skupiny. V tabulce č. 4 jsou uvedeny získané a naměřené hodnoty a statisticky zpracované parametry jednotlivých částí SOT u experimentální skupiny. Fotbalisté byli rozděleni na dvě skupiny dle tělesné výšky, 13 probandů s tělesnou výškou < 180 cm a 12 probandů s tělesnou výškou ≥ 180 cm. Hranice tělesné výšky 180 cm byla stanovena na základě studií a statistik, které se věnovaly průměrné tělesné výšce u mužů ve stejném věkovém rozmezí jako je naše experimentální skupina (Riegerová et al., 2010; Vignerová et al., 2006; Worlddata.info, 2020).

Statisticky významný rozdíl nastal u parametru COND2 (zavřené oči, stabilní plošina, stabilní prostředí). P-hodnota zde byla 0,03 a skupina probandů s vyšší tělesnou výškou vykazovala lepší výsledky. U tohoto parametru byla také zjištěna velká klinická významnost, kde Cohenovo d = 0,87. Další klinická významnost, přesněji střední klinická významnost byla zjištěna u SOM (Somatosensory ratio). Hodnota Cohenova d byla 0,79.

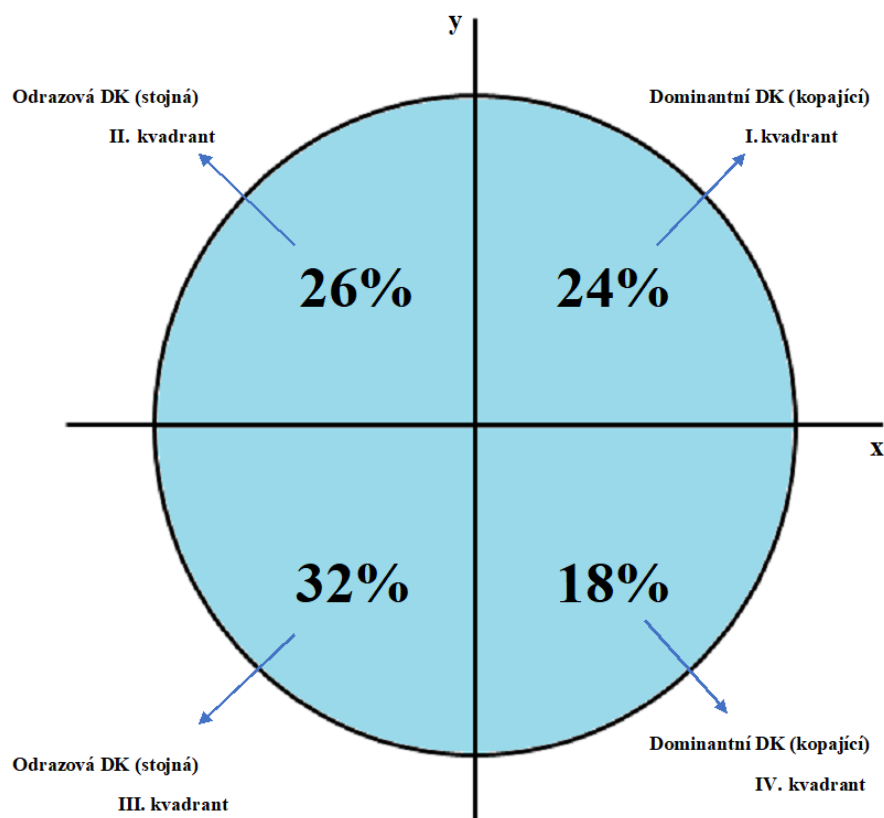
Tabulka č. 4: Sensory Organization Test; Porovnání průměrných výsledků parametru ES; experimentální skupina, tělesná výška < 180 cm (n = 12), experimentální skupina, tělesná výška ≥ 180 cm (n = 13)

	Fotbalisté (tělesná výška < 180 cm) (n = 13)		Fotbalisté (tělesná výška ≥ 180 cm) (n = 12)		p- hodnota	ES
	průměr (SD)	median (min – max)	průměr (SD)	median (min – max)		
COND1	93,28 (2,31)	93,50 (88,33-96,67)	93,51 (2,26)	94,00 (89,00-96,00)	0,80	0,10
COND2	90,44 (3,14)	90,50 (83,67-95,67)	92,90 (2,43)	93,67 (88,33-95,67)	0,03	0,87
COND3	89,92 (5,85)	91,17 (74,33-96,33)	87,87 (14,4)	92,33 (40,33-94,67)	0,80*	0,18
COND4	82,03 (6,35)	82,33 (71,00-91,00)	84,03 (6,37)	86,67 (67,67-89,67)	0,51*	0,31
COND5	66,44 (8,64)	65,67 (50,33-77,67)	66,74 (12,48)	69,67 (32,33-80,33)	0,56*	0,02
COND6	65,25 (10,68)	64,83 (50,00-79,67)	70,08 (13,49)	72,00 (35,33-90,67)	0,21*	0,39
COMP	78,08 (5,45)	80,00 (68,00-86,00)	79,54 (8,67)	82,00 (53,00-87,00)	0,25*	0,19
SOM	0,97 (0,02)	0,97 (0,90-1,01)	0,99 (0,02)	0,99 (0,94-1,04)	0,08*	0,79
VIZ	0,88 (0,05)	0,89 (0,77-0,96)	0,90 (0,06)	0,91 (0,72-0,99)	0,44*	0,30
VES	0,71 (0,09)	0,70 (0,55-0,84)	0,71 (0,12)	0,74 (0,36-0,85)	0,68*	0,01

Legenda k tabulce č. 4: SD – směrodatná odchylka, p-hodnota rozdíly mezi jednotlivými skupinami t-testem, *testováno Mann-Whitney testem, ES-effect size (klinická významnost) naměřena Cohenovým d, tučně zvýrazněna je statisticky významná p-hodnota. Žlutou barvou je zvýrazněna ES střední významnost, modrou barvou ES velká významnost.

V rámci porovnání experimentální skupiny fotbalistů byla pro zajímavost zpracována data o výchozí poloze průmětu těžiště do podložky (COG). Ta byla získána pomocí Sensory Organization testu (SOT), vždy před započítáním každého pokusu měření. Silová deska je pomocí souřadnic (x, y) rozdělena celkem do čtyř kvadrantů, které znázorňují zatížení přední nebo zadní části dolních končetin. Statistické zpracování, vztažené k odrazové (resp. stojné) DK a dominantní (resp. kopající) DK, ukázalo procentuální přesun těžiště do jednotlivých kvadrantů, který je znázorněn na grafu č. 1.

Graf č. 1: Výchozí poloha COG vztažená k dominantní (kopající) a odrazové (stojné) DK



Legenda ke grafu č. 1: I. kvadrant – dominantní DK přední část, II. kvadrant – odrazová DK přední část, III. kvadrant – odrazová DK zadní část, IV. kvadrant – zadní část; x – osa x, y – osa y

Graf poukazuje na zaujímání výchozí polohy COG přední části u 50 % probandů (26 % odrazová DK a 24 % dominantní DK) a zadní části také u 50 % probandů (32 % odrazová DK a 18 % dominantní DK). Dále je v grafu vidět porovnání umístění těžiště mezi odrazovou (stojnou) a dominantní (kopající) DK, kde 58 % probandů má těžiště umístěné na své stojné DK, oproti tomu 42 % probandů na své dominantní DK.

5.2 Výsledky Motor Control Test

V tabulce č. 5 jsou uvedeny získané a naměřené hodnoty a statisticky zpracovaný parametr Latency Motor Control Testu (MTC).

Statisticky významný rozdíl a klinická významnost byla zjištěna během translačního pohybu vzad při střední rychlosti (ML). P-hodnota zde byla 0,03 a Cohenovo d bylo 0,67. Kontrolní skupina reagovala rychleji u levé poloviny těla než skupina experimentální.

Další statistický rozdíl zjištěn nebyl.

Tabulka č. 5: Motor Control Test; Porovnání průměrných výsledků parametru Latency; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)

Backward [ms]	Experimentální skupina (n = 25)		Kontrolní skupina (n = 25)		p- hodnota	ES
	průměr (SD)	median (min – max)	průměr (SD)	median (min – max)		
SL	138 (15,2)	140 (100-160)	136 (11,54)	140 (110-150)	0,63*	0,14
SR	140,8 (13,5)	140 (120-170)	136,8 (13,45)	140 (110-150)	0,57*	0,29
ML	133,6 (9,07)	130 (120-150)	127,6 (8,79)	130 (110-140)	0,03*	0,67
MR	132 (10)	130 (110-150)	128,8 (8,81)	130 (110-140)	0,28*	0,33
FL	127,2 (9,36)	130 (110-150)	124,8 (7,7)	120 (110-140)	0,36*	0,27
FR	126,8 (9,88)	130 (110-150)	126 (12,24)	120 (110-170)	0,49*	0,07
Forward [ms]						
SL	147,6 (16,6)	150 (120-190)	142,4 (19,6)	140 (100-200)	0,27*	0,28
SR	146,8 (14,3)	150 (110-170)	153,2 (35,1)	150 (100-270)	0,91*	0,23
ML	134,8 (13,2)	130 (120-170)	143,2 (34,4)	140 (110-260)	0,62*	0,32
MR	138,8 (14,8)	140 (120-170)	135,5 (23,9)	130 (100-230)	0,19*	0,16
FL	130,4 (10,1)	130 (110-150)	130,8 (22,5)	130 (100-230)	0,40*	0,02
FR	131,2 (12,6)	130 (110-160)	134,8 (28,7)	130 (110-230)	0,57*	0,16
COMP	131,84 (8,0)	129 (116-149)	129,32 (9,1)	120 (119-150)	0,24*	0,29

Legenda k tabulce č. 5: SL – slow left, SR – slow right, ML – medium left, MR – medium right, FL – fast left, FR – fast right, COMP – composite score, SD – směrodatná odchylka, p-hodnota rozdíly mezi jednotlivými skupinami t-testem, *testováno Mann-Whitney testem, ES-effect size (klinická významnost) naměřena Cohenovým d, tučně zvýrazněna je statisticky významná p-hodnota. Žlutou barvou je zvýrazněna hodnota ES střední významnosti.

5.3 Výsledky testu Limits of Stability

V tabulce č. 6 jsou uvedeny získané a naměřené hodnoty a statisticky zpracované parametry u testu Limits of Stability (LOS). Jsou to parametry:

- Reaction time (RT vyjádřeno v sekundách) – reakční doba
- Movement velocity (MVL vyjádřeno ve °/s) – průměrná rychlost COG
- Endpoint excursion (EPE vyjádřeno v %) – končený bod náklonu
- Maximal excursion (MXE vyjádřeno c %) – maximální náklon těžiště
- Directional control (DCL vyjádřeno v %) – řízení směru náklonu

Statisticky významný rozdíl byl zjištěn u dvou parametrů. U parametru MVL byla p-hodnota 0,02 a u parametru MXE 0,03. Fotbalisté měli však statisticky horší výsledky než skupina kontrolní.

Střední klinická významnost byla zjištěna rovněž u parametru MXE (Cohenovo d = 0,53) a dále pak u parametru MVL (Cohenovo d = 0,65), kde opět klinicky významně byla lepší kontrolní skupina.

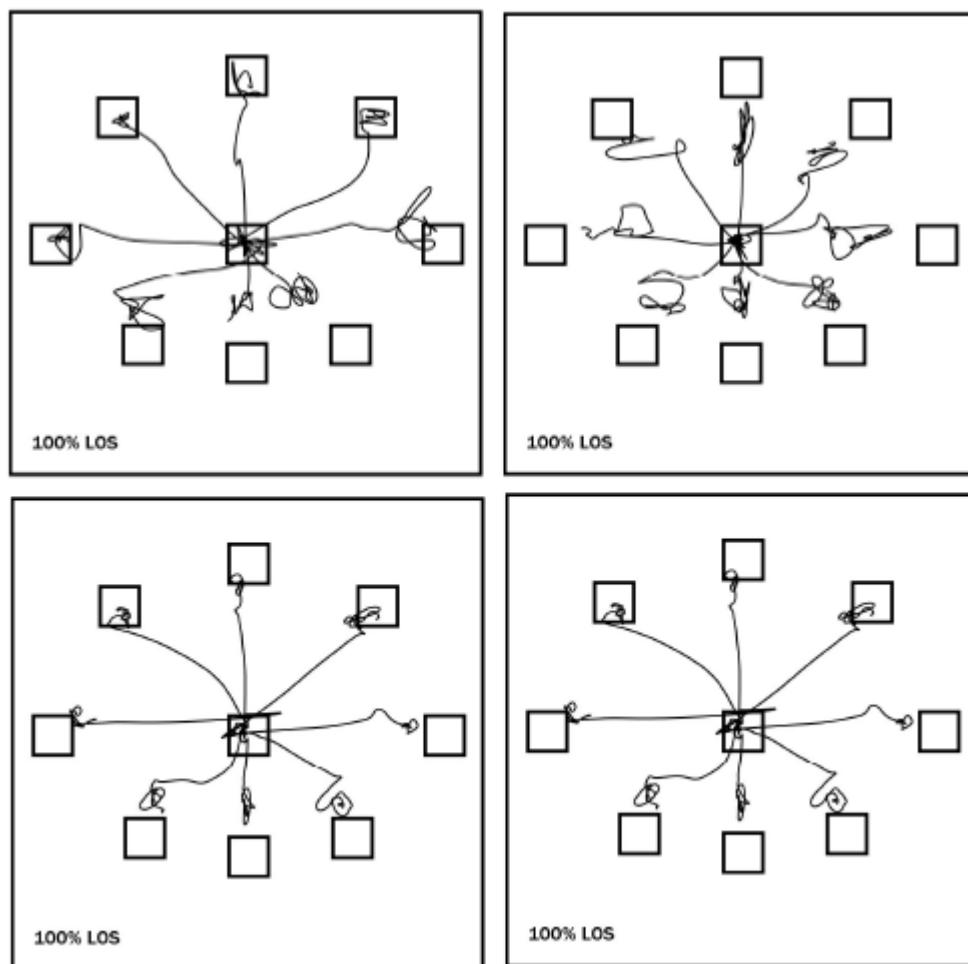
Tabulka č. 6: Limits of Stability; Porovnání průměrných výsledků všech parametrů testu Limits of Stability – RT, MVL, EPE, MXE, DCL; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)

	Experimentální skupina (n = 25)		Kontrolní skupina (n = 25)		p- hodnota	ES
	průměr (SD)	median (min – max)	průměr (SD)	median (min – max)		
RT [s]	0,66 (0,16)	0,60 (0,48-1,03)	0,67 (0,17)	0,67 (0,31-1,10)	0,68*	0,06
MVL [°/s]	4,58(1,28)	4,43 (2,38-7,71)	5,50 (1,51)	5,09 (3,34-8,26)	0,02	0,65
EPE %	78,73 (7,06)	78,88 (62,88-98,75)	78,68 (9,77)	78,63 (55,13-98,25)	0,63*	0,01
MXE %	92,90 (7,07)	93,38 (78,63-112,13)	96,34 (5,68)	97,38 (84,63-113,50)	0,03*	0,53
DCL %	82,49 (6,71)	83,13 (57,38-92,88)	84,72 (4,31)	85,38 (76,38-92,38)	0,23*	0,39

Legenda k tabulce č. 6: SD – směrodatná odchylka, p-hodnota rozdíly mezi jednotlivými skupinami t-testem, *testováno Mann-Whitney testem, ES-effect size (klinická významnost) naměřena Cohenovým d, tučně zvýrazněna je statisticky významná p-hodnota. Žlutou barvou je zvýrazněna hodnota ES střední významnosti.

Pro zajímavost byly porovnány grafické výsledky LOS u experimentální skupiny. Inspirací byla pilotní studie od Tsanga et al. (2017), který zkoumal směrovou preferenci u populace dospělých mužů.

V tomto výzkumu 84 % probandů vykazovalo vyšší a přesnější možnosti náklonu směrem vpřed, oproti směru vzad (upraveno dle autora). To lze vysvětlit na situaci, při které fotbalista provádí po většinu herní doby pohyby vpřed, je tedy častěji nakloněn dopředu jak lze vidět v následujícím obrázku č. 9.



Obrázek č. 9: Limits of stability – modelová ukázka grafického znázornění u experimentální skupiny fotbalistů (Zdroj: vlastní)

5.4 Výsledky Adaptation test

V tabulce č. 7 jsou uvedeny získané a naměřené hodnoty a statisticky zpracované parametry u testu Adaptation test (ADT).

Výsledky obou parametrů (Toes up a Toes down) vyšly lépe ve prospěch kontrolní skupiny. Během tohoto testu nebyl zjištěn žádný statisticky významný rozdíl a výsledky vykazovaly nízkou klinickou významnost.

Tabulka č. 7: Adaptation test; Porovnání průměrných výsledků parametrů toes up a toes down; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)

	Experimentální skupina (n = 25)		Kontrolní skupina (n = 25)		p- hodnota	ES
	průměr (SD)	median (min – max)	průměr (SD)	median (min – max)		
Toes up	47,97 (24,36)	42,80 (14,08-151,20)	41,55 (6,43)	40,20 (32,00-56,00)	0,19*	0,36
Toes down	66,34 (24,79)	60,00 (44,20-165,20)	61,18 (11,72)	61,00 (43,20-83,80)	0,73*	0,26

Legenda k tabulce č. 7: SD – směrodatná odchylka, p-hodnota rozdíly mezi jednotlivými skupinami t-testem, *testováno Mann-Whitney testem, ES-effect size (klinická významnost) naměřena Cohenovým d.

6 DISKUSE

Součástí každého sportu je specifický typ lokomoce, který je umožňován pomocí pohybového aparátu, CNS, získaných či naučených posturálních schopností a také do jisté míry vlivem genetické dispozice. Pohyb představuje určité riziko vzniku nejrůznějších zranění. Často nevznikají náhlým momentálním poškozením, ale jako reakce na již dlouhodobě přetížený a unavený organismus. Dalšími rizikovými faktory mohou být nedostatečné posturální schopnosti nebo nepřipravenost pohybové aparátu ve smyslu přítomnosti svalových dysbalancí, oslabení a zkrácení svalů nebo neschopnost správně provést konkrétní pohyb. Je všeobecně známo, že schopnosti posturální stability se vyvíjí společně s typem, intenzitou a úrovní konkrétního sportu (Ekstrand et al., 2009; Ekstrand et al., 2017; Kirkendall, 2013; Paillard et al., 2006; Santos et al., 2014). Výzkumy s fotbalisty jsou velmi často zaměřené na nejrůznější typy zranění (Alonso et al., 2009; Ekstrand et al., 2017; Järvinen et al., 2005; Kunugi et al., 2018; Takahashi et al., 2019), na rozdíly mezi dominantní a nedominantní DK (Barone et al., 2010) a možnosti tréninkové intervence ve vztahu ke zlepšování posturálních schopností a dovedností (Heleno et al., 2016; Jakobsen et al., 2011).

Fotbal je dynamický sport s velkou diferenciací a kombinací nejrůznějších situací. Hráči musí být schopni dodržovat nastavený herní systém, vést kombinace se svými spoluhráči a odolávat situacím spojeným s možným fyzickým kontaktem od protihráčů. Všechny tyto situace, jako jsou změny rychlostí a směry běhu, sledování míče a okolí, práce s míčem, výskoky nebo skluzy, vyžadují schopnost rychlých reakcí, koordinačních schopností a trvalou připravenost měnit a opětovně zaujímat rovnováhu. To vše musí hráč vydržet ve většině případů celých 90 min utkání. Posturální stabilita, fyzická kondice a schopnost ekonomizace pohybu jsou proto nepostradatelným prvkem v každé sportovní aktivitě (Enoka, 1994; Jakobsen et al., 2011; Kunugi et al., 2018).

Hodnocení dynamické posturální stability u profesionálních hráčů fotbalu bylo předmětem tohoto výzkumu. Cílem práce bylo sjednotit teoretické informace týkající se posturální stability ve fotbale a následně tyto poznatky využít při vyhodnocování dat získaných měřeními na přístroji Neurocom SMART EquiTest. Předpokládané hypotézy a vyřčené výzkumné otázky jsou v souladu s teoretickou částí této práce a vychází z dlouhodobé osobní zkušenosti, jak fotbalového hráče, tak fyzioterapeuta se zkušenostmi s fotbalovou mládeží.

6.1 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 1

H1: Předpokládám, že získané hodnoty Equilibrium score (ES), které jsou součástí testu Sensory Organization Testu (SOT), budou u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně vyšší než u kontrolní skupiny probandů.

Test SOT systematicky vyhodnocuje schopnost CNS izolovat a kvantifikovat použití jednotlivých sensorických systémů. Tento výzkum byl zaměřen na porovnání hodnoty ES v rámci testu SOT mezi skupinami fotbalistů a populací nezatíženou vrcholovou sportovní aktivitou. Z výsledků hodnot námi naměřené posturální stability vyplývá, že skupina nefotbalistů měla ve všech podmínkách průměrně lepší ES (až o 5,2 %) než skupina fotbalistů. Statisticky významný rozdíl byl vyhodnocen u COND4 (stoj s otevřenými očima, nestabilní plošina, stabilní prostředí), kde p-hodnota byla 0,01 a Cohenovo d 0,81 (vysoká klinická významnost) ve prospěch kontrolní skupiny. Vysoká klinická významnost Cohenovo $d = 0,68$ byla pro parametr VIZ také ve prospěch nefotbalistů. Za podmínek COND4 je proband vystavován nevýhodě v podobě narušení somatosenzorických funkcí, a naopak se očekává spolehlivost funkcí vizuálních. Každý jedinec disponuje určitou mírou smyslové integrace, za kterou se považuje schopnost co nejefektivněji zpracovávat vstupní informace sensorického systému, které jsou předpokladem kontroly rovnováhy. Pokud dochází k detekci nepřesných informací, jsou tyto vstupy potlačeny a do popředí jsou vybírány více přesné smyslové podněty, které zajistí adekvátní motorickou a posturální odpověď (Natus Incorporated, 2013).

Literatura poskytuje studie, které poukazují na vývoj posturální stability spojený s výkonnostním růstem a úrovní pohybové aktivity (Dichgans et al., 1976; Ekstrand et al., 2017; Gryc et al., 2014; Heleno et al., 2016; Jakobsen et al., 2011; Paillard et al., 2006).

Tyto výsledky si lze vysvětlit komplexností fotbalu jako takového, kdy se fotbalisté musí během hry vypořádat s dynamikou, předvídavostí, velmi častými změnami směru a trvalým sledováním míče nebo dalších hráčů na hřišti. Uplatňují tedy kontrolní mechanismy udržování stability jako jeden celek. Dichgans a Paillard popisují důležitost přínosu aferentních informací pro amatérské hráče fotbalu, protože profesionálové mají větší znalost svého těla a schopnost udržet osu těla ve vertikále. To je důvod, proč jsou amatéři více závislí i na vizuální kontrole (Bednarczuk et al., 2019; Dichgans et al., 1976, Paillard et al., 2006). Roli ve snížení

posturální stability někteří autoři přisuzují také dlouhodobému přetěžování a únavě sportovců (Ekstrand et al., 2017; Kunrath et al., 2020; Takahashi et al., 2019).

Výsledky neprokázaly žádné statisticky významné rozdíly ve prospěch experimentální skupiny fotbalistů, a proto byla hypotéza č. 1 zamítnuta.

6.2 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 2

H2: Předpokládám, že parametr Latency, který je součástí testu Motor Control Test (MCT), bude u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Využitím MCT byl v tomto výzkumu měřen parametr Latency, který stanovuje dobu svalové odezvy. Je definovaný v milisekundách a je to čas, který se stanovuje od počátku translace plošiny do zahájení aktivní reakce DKK měřené pomocí silové desky. Součástí fotbalu jsou terénní nerovnosti, velmi časté změny směru a výchylky těla. Vliv těchto situací se odráží na kvalitu posturální stability, proto člověk disponuje automatickými posturálními reakcemi, které se popisují jako nejrychlejší koordinované odpovědi pohybového systému tak, že zajišťují přesun těžiště těla nad opěrnou bázi. Tyto reakce spouští především propioceptivní stimulace, vizuální a vestibulární systém slouží již jako doplňková kontrola (Natus Medical Incorporated, 2013).

Z výsledků vyplývá průměrně rychlejší reakce svalové odpovědi pro kontrolní skupinu ($130 \pm 4,35$ ms) oproti skupině fotbalistů ($134 \pm 4,37$ ms). Statická významnost p-hodnota 0,03 a střední klinická významnost Cohenovo d 0,67 byla stanovena během translačních pohybů vzad na LDK při střední rychlosti.

Chung ve své studii tvrdí, že profesionální sportovci s intenzivnějším tréninkem mají lepší neuro-motorické schopnosti v reakci na sportovní situace, ale vykazují horší citlivost na jiné senzory jako je anteroposteriorní posun plošiny během MTC (Chung et al., 2012).

Karadag a Kutlu testovali reakční schopnosti fotbalistů v souvislosti s dominantní a nedominantní DK. K měření však nepoužili mechanický podnět, ale zvukový a vizuální signál. Výsledky této studie ukázaly shodu v rychlosti odpovědi na dominantní i nedominantní DK. Rozdíly nastaly v porovnání s kontrolní skupinou jedinců nezátížených fotbalem, u kterých dominantní (kopající) DK reagovala rychleji (Karadag a Kutlu, 2006). Na základě tohoto výzkumu lze předpokládat rychlejší reakce švihové, dominantní, kopající DK. Noguchi zkoumal stabilitu na dominantní

(manipulační) a opěrné (stojné) DK. Výsledky dospěly k závěru, že lepší posturální stabilita byla na DK, kterou probandi uvedli jako manipulační (Noguchi et al., 2013). V této studii uvedlo svoji dominantní DK jako PDK 22 z 25 probandů experimentální skupiny. Výsledky nejsou statisticky významné, ale poukazují na průměrně rychlejší reakce dominantní (kopající) DK během translačních pohybů vzad. Statisticky nevýznamné jsou také výsledky během pohybu plošiny vpřed, kdy experimentální skupina fotbalistů reagovala rychleji vždy nedominantní, tedy stojnou DK. To lze vysvětlit v návaznosti na velmi častý kontakt a úder do míče v podobě kopu, kdy nedominantní DK musí zaujmout stabilní polohu, aby provedení, rychlost a umístění kopu dominantní DK bylo co nejúčinnější.

Shumway-Cook a Woollacott ve své knize popisují vliv natrénovaných reakcí, které mohou způsobit potlačení přirozených posturálních odpovědí. To můžeme demonstrovat na příkladu fotbalu jako kontaktního sportu, kdy fotbalista v určité soubojové situaci raději zvolí pád nebo ústup z výchozí pozice (Shumway-Cook et Woollacott, 2012).

Výsledky neprokázaly žádné statisticky významné rozdíly ve prospěch experimentální skupiny fotbalistů, a proto byla hypotéza č. 2 zamítnuta.

6.3 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 3

H3: Předpokládám, že parametry Movement Velocity, Endpoint Excursion, Maximal Excursion a Directional Control, které jsou součástí testu Limits of Stability (LOS), budou u experimentální skupiny fotbalistů statisticky významně vyšší než u kontrolní skupiny probandů.

Test Limits of Stability určuje limity stability, ve kterých je jedinec schopen provádět volní pohyby bez změny opěrné báze. Hodnotí tedy kvalitu balančních mechanismů a do jaké míry je pacient schopen pohybu COG nad bází opory. Zaznamenáván je jeho směr, odchylky a rychlost k určení stability. Test hodnotí schopnosti probanda provádět inklinace těla a udržet dosažené maximum, tak aby nedošlo ke změně opěrné báze a ke ztrátě rovnováhy, celkem v osmi předem vymezených směrech. Test tak komplexně integruje biomechanické, neuromotorické a vizuální faktory uplatňující se v situacích běžného života (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2013; Natus Medical Incorporated, 2016).

Statisticky i středně klinicky významný rozdíl byl nalezen u dvou parametrů. Parametr MVL (průměrná rychlost COG) vykazoval p-hodnotu 0,02, Cohenovo d 0,65 a parametr MXE (maximální náklon těžiště) p-hodnotu 0,03 a Cohenovo d 0,53. Vše ve prospěch nefotbalistů.

Na grafickém zpracování výsledků LOS (Obrázek č. 9) je možné vidět, že u většiny probandů experimentální skupiny převažovaly lepší výsledky směrové kontroly a maximálního náklonu směrem vpřed než vzad. Z vlastní zkušenosti si toto lze vysvětlit na situaci, kdy hráči fotbalu po větší časový úsek pracují v pohybu vpřed. Toto tvrzení zmiňuje ve své studii i Popowczak a Girard. To může vysvětlovat důvod, proč fotbalisté vykazují horší výsledky než kontrolní skupina, která rozloží své limity stability do všech směrů (Girard et al., 2018; Popowczak et al., 2019).

Alsalaheen, Jakobsen a Kunugi ve svých výzkumech zmiňují, že součástí fotbalu je v jeden okamžik sled několika různých situací a podnětů (běh, změny směru, kontrola a práce s míčem, orientace v prostoru nebo slovní pokyny spoluhráčů či trenéra). Fotbalisté si rovněž zakládají na přesnosti a vzájemné soutěživosti, což se lze domnívat, že mohlo výrazně ovlivnit rychlost přesunu těžiště do jednotlivých směrů (Alsalaheen et al., 2016; Jakobsen et al., 2011; Kunugi et al., 2018).

Experimentální skupina fotbalistů nevykazovala signifikantně lepší výsledky než skupina kontrolní, proto byla hypotéza č. 3 zamítnuta.

6.4 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 4

H4: Předpokládám, že parametr Reaction Time, který je součástí testu Limits of Stability (LOS), bude u skupiny fotbalistů statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Reaction Time (RT) je reakční doba udávaná v sekundách. Charakterizuje čas, který proband potřebuje k zareagování na zvukový signál k počátku provedení úmyslného pohybu směrem k danému cíli (Natus Medical Incorporated, 2014).

Výsledky neprokázaly žádné signifikantní hodnoty, ale pokud se podíváme na průměrné výsledky, tak skupina fotbalistů reagovala nepatrně rychleji ($0,66 \pm 0,16$ s) než skupina nefotbalistů ($0,67 \pm 0,17$ s).

Ve fotbale je reakční doba a rychlost velmi důležitá. Hráči se musí neustále přizpůsobovat nejrůznějším herním situacím a reagují na pohyby míče, spoluhráčů a protihráčů. Z vlastní zkušenosti lze usuzovat, že pro fotbalistu je velmi efektivní,

když jeho schopnosti současně zvládají vizuální kontrolu míče, hráčů i prostoru. Tím hlavním prvkem je však vždy sledování míče. Ishigaki a Miyao uvádí, že dynamická vizuální ostrost je lepší u sportovců než běžně nesportující populace (Ishigaki et Miyao, 1993). Proto mohou být někdy některé ostatní reakce tímto upozaděny. To také demonstruje již výše zmíněná studie od Karadaga a Kutla, kteří poukázali na rychlejší reakce DKK u skupiny nefotbalistů (Karadag et Kutlu, 2006). Atan s Akyol svým výzkumem naopak prokázaly, že trénování sportovci vykazují rychlejší reakční schopnosti než vrcholově nesportující populace. V rámci tohoto výzkumu porovnávali sportovce napříč různými sporty (atletika, basketbal, fotbal, judo a taekwondo). Prvenství v reakčních schopnostech získali judisté ($p < 0,01$), v rámci ostatních sportů nebyly shledány další statisticky významné rozdíly (Atan et Akyol, 2014). Zajímavou studii provedl Bisht, který zkoumal reakční schopnosti u sportů kontaktních (judo, taekwondo), semikontaktních (fotbal, hokej, basketbal) a bezkontaktních (lukostřelba, badminton, volejbal). Statisticky významné rozdíly byly shledány mezi skupinou kontaktních a bezkontaktních sportů a také mezi skupinou semikontaktních a bezkontaktních sportů. Mezi kontaktními a semikontaktními sporty byly výsledky podobné. Z těchto výsledků lze usuzovat vliv kontaktních sportů na reakční schopnosti jedinců. Může to být způsobeno omezenějším prostorem v konkrétním sportu a tím jsou kladeny vyšší nároky na reakční schopnosti sportovců (Bisht et al., 2017).

I přestože průměrné výsledky vykazovaly lepší hodnoty v reakční době pro experimentální skupinu, nebyly tyto výsledky signifikantní, a proto musela být daná hypotéza č. 4 zamítnuta.

6.5 DISKUSE K HYPOTÉZE Č. 5

H5: Předpokládám, že parametr Sway Energy Score „toes up“ a „toes down“ testu Adaptation test (ADT), bude u experimentální skupiny statisticky významně nižší než u kontrolní skupiny probandů.

Adaptation test (ADT) hodnotí automatické posturální reakce stejně jako MTC. Zkoumá také úroveň motorické odpovědi a schopnost jedince zaujmout posturální strategii v reakci na opakované vychylování plošiny. Tyto odpovědi jsou z větší části zprostředkovávány centrálně, ale také jsou ovlivněny zkušenostmi nebo aktuální stavem organismu a pohybového systému. Sway Energy Score, jako bezrozměrná veličina, pojednává o vynaložené síle k udržení posturální rovnováhy, která působí proti

anteroposteriorním výchylkám plošiny. Opakovaným testováním by se toto skóre mělo snižovat, neboť dochází k efektivnějším reakcím a také motorické adaptaci (Concordia University, 2015; Natus Medical Incorporated, 2013).

Existuje celá řada studií, které pojednávají o tréninkovém procesu ve smyslu zlepšování motorických dovedností. Z toho také vyplývá, že jedinci, kteří pravidelně sportují, mají rychlejší učící a adaptační mechanismy (Ekstrand et al., 2017; Kirkendall, 2013; Paillard et al., 2006; Santos et al., 2014). Adaptaci na výchylky plošiny směrem vzad potvrdila ve svém výzkumu Bauer. Popsala lepší signifikantní výsledky ve prospěch sportující populace (Brauer et al. 2008). Z výše uvedených znalostí lze tedy předpokládat lepší adaptační mechanismy u experimentální skupiny.

V tomto výzkumu však nebyly shledány signifikantně významné rozdíly, proto byla hypotéza č. 5 rovněž zamítnuta.

Výsledky Sway Energy Score „toes up“ a „toes down“ vychází lépe pro kontrolní skupinu. Dle vlastních zkušeností si tyto výsledky lze vysvětlit tak, že významnou roli může sehrát například obuv a typ povrchu (kopačky, resp. měkký přírodní trávník), na které jsou fotbalisté spíše zvyklí než na bosou nohu a pevnou podložku. Dalším faktorem, který by mohl vysvětlit horší anteroposteriorní stabilitu u fotbalistů, může být častější pozice s širší opěrnou bází a převažující stranové výchylky mediolaterálně (vyhýbání protihráčů, kličky či klamavé manévry).

6.6 DISKUSE K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM

Výzkumná otázka č. 1: Jak se liší úroveň dynamické posturální stability za pomoci Neurocom SMART EquiTest System mezi profesionálními fotbalisty v porovnání s běžnou, zdravou populací stejného věkového rozmezí?

Z teoretických východisek práce a velkého množství studií je logicky předpokládáno, že trénovaná sportovní populace bude vykazovat lepší výsledky v posturální stabilitě než populace nesportující. Každý sport představuje určité specifické tréninkové procesy, které mohou způsobit vznik různých fyziologických i patofyziologických pohybových kontrolních vzorců. Ty vznikají dle typu a četnosti zátěže specificky pro konkrétního jedince. Může docházet k asymetriím ve schopnosti stabilizace pánve (Santos et al., 2014) nebo ke stranovým svalovým asymetriím na DKK, které jsou vztaženy k dominanci DK (Barone et al., 2010; Paillard; 2006).

Pokud jsou tyto segmenty vystavovány větší frekvenci zátěže, může docházet k postupným změnám stabilizace a tím i změnám posturální kontroly.

Studie zabývající se hodnocením dynamické stability u fotbalistů pomocí přístroje Neurocom SMART EquiTest jsou k dispozici v omezenějším množství. Dostupné studie byly nalezeny tři – *Measurement of head impacts in collegiate football players: clinical measures of concussion after high- and low-magnitude impact* (Mccaffrey et al., 2007); *University Football Players, Postural Stability, and Concussions* (Graves, 2016); *The effect of contact sport expertise on postural control* (Liang et al., 2019).

Liang ve své studii prokázal, že odborné znalosti ve sportu ovlivňují schopnost rovnováhy. Cílem této studie bylo prozkoumat, zda rozdíly mezi kontaktními a nekontaktními sportovními zkušenostmi vedou k odlišným strategiím v posturální kontrole. Výzkumu se účastnilo 20 mužů (10 hráčů fotbalu; 10 hráčů baseballu) a 10 mužů nezatížených sportovní aktivitou. Probandi absolvovali testy na silové plošině za různých bipedálních a unipedálních podmínek, s viděním i bez vidění. Mezi fotbalovými hráči a ostatními skupinami byly zjištěny významné rozdíly v oblasti kyvné rychlosti a rychlosti COP pro unipedální postoj se zavřenýma očima. Liang tedy prokázal, že fotbalisté mají lepší posturální kontrolu ve srovnání s účastníky zapojenými do bezkontaktního nebo vůbec žádného sportu. Kontaktní sporty mohou tak vést ke zvýšené posturální kontrole zvýšeným využitím proprioceptivních a vestibulárních informací (Liang et al., 2019).

Tento výzkum předkládá průměrné výsledky celkem 32 parametrů, z nichž 6 bylo statisticky významné na hladině významnosti $\alpha \leq 0,05$ vždy ve prospěch kontrolní skupiny. Ve prospěch experimentální skupiny bylo pouze 6 parametrů, ty však neprokazovaly statistickou významnost. Z výsledků lze tedy stanovit, že kontrolní skupina běžné populace byla v 81 % všech měření lepší než skupina experimentální.

Z těchto, pro mě samotného prvotně nepředpokládaných výsledků, lze zhodnotit dynamickou posturální stabilitu fotbalistů testovanou na přístroji Neurocom SMART EquiTest jako horší, než je dynamická stabilita u sportem nezatížené populace.

Výzkumná otázka č. 2: Jaké nastanou rozdíly v úrovni dynamické posturální stability v rámci experimentální skupiny hráčů fotbalu podobné výkonnostní úrovně vzhledem k jejich anamnestickým údajům?

Pro vzájemné porovnání probandů z experimentální skupiny byl pro tento výzkum vyžítý Senzory Organization Test (SOT) a pro zajímavost také grafické výsledky trajektorií (Obrázek č. 9) během testu Limits of Stability (LOS).

Jeden z faktorů, který ovlivňuje posturální stabilitu je tělesná výška (Véle, 1995). Proto byla experimentální skupina rozdělena na dvě skupiny dle tělesné výšky ($n = 13, < 180 \text{ cm}$; $n = 12, \geq 180 \text{ cm}$). Hranice tělesné výšky 180 cm byla stanovena na základě studií a statistik, které se věnovaly průměrné tělesné výšce u mužů ve stejném věkovém rozmezí jako je naše experimentální skupina (Riegerová et al., 2010; Vignerová et al., 2006; Worlddata.info, 2020). Zde průměrné výsledky poukázaly na statisticky významný rozdíl u parametru COND2 (zavřené oči, stabilní plošina, stabilní prostředí). P-hodnota zde byla 0,03 a skupina probandů s vyšší tělesnou výškou vykazovala lepší výsledky. U tohoto parametru byla také zjištěna velká klinická významnost, kde Cohenovo $d = 0,87$. Další klinická významnost, přesněji střední klinická významnost byla zjištěna u SOM (Somatosensory ratio). Hodnota Cohenova d byla 0,79. Výsledky nekorelují s autory, kteří přisuzují lepší stabilitu osobám s nižší tělesnou výškou. Pokud se však podíváme podrobněji na konkrétní výsledky jednotlivých probandů, můžeme demonstrovat výsledky nejmenšího (166 cm) a největšího hráče (200 cm) našeho vzorku, kde hráč s nižší tělesnou výškou vykazoval během ES COMP o 34,56 % lepší výsledky než hráč s vyšší tělesnou výškou.

Dále byla zpracována data o výchozí poloze průmětu těžiště do podložky (COG). Výsledky poukazují na zaujímání výchozí polohy COG přední i zadní části shodně u 50 % probandů. Rozdíly jsou pak vidět při porovnání umístění těžiště mezi odrazovou (stojnou) a dominantní (kopající) DK, kde 58 % probandů má těžiště umístěné na své stojné DK, oproti tomu 42 % probandů na své dominantní DK. Můžeme tedy předpokládat vyšší stabilitu na nedominantní DK, což také potvrdily studie Noguchiho (2013) a Barona (2010). I vlastní zkušenost říká, že pro správné provedení kopu ve smyslu rychlosti a přesnosti střely či přihrávky, je nutné zaujmout správné a stabilní postavení nekopající DK.

Zajímavé poznatky také ukazují grafická znázornění trajektorií během testu Limits of Stability (Obrázek č. 9). Jak již bylo výše zmíněno, u většiny probandů experimentální skupiny převažovaly lepší výsledky směrové kontroly a maximálního náklonu směrem vpřed než vzad. Výhodu zde však mají vysocí hráči, kteří mohou své těžiště snadněji vychýlit nad bázi opory.

V souladu s výše zmíněnými výsledky lze konstatovat, že tělesná výška a dominance DK může mít vliv na stav posturální stability. Nesmíme však stále zapomenout na další aspekty, které stabilitu také ovlivňují.

6.7 LIMITACE PRÁCE

V každé vědecké práci je přesnost a spolehlivost použité metody základ úspěchu při objektivizaci nejrůznějších předpokladů a hypotéz. V této práci byl pro objektivizaci dynamické posturální stability využit přístroj Neurocom SMART EquiTest. Existuje několik studií, které se zabývaly validitou a reliabilitou tohoto přístroje.

Test-retest reliabilita, vyjádřená pomocí koeficientu „intra-class correlations coefficient“ (ICC), byla stanovena pro všech šest situací Senzory Organization testu na: COND1 ICC = 0,81; COND2 ICC = 0,84; COND3 ICC = 0,72; COND4 ICC = 0,90; COND5 ICC = 0,93; COND6 ICC = 0,87 (Tsang et al., 2004). Spolehlivost SOT potvrdil ve své studii také Jayakaran, který testoval opakovaně několik testů u osob s jednostrannou transtibiální amputací (Jayakaran et al., 2011).

Test-retest reliabilita pro test Limits of stability byla stanovena na: EPE ICC = 0,88; MVL ICC = 0,80; DC ICC = 0,69. Parametry RT a MXE vykazovaly nízkou spolehlivost. Pickerill společně s Harterem také porovnali dva systémy Neurocom SMART EquiTest a Biodex Balance System. Dospěli k závěru, že oba systémy jsou velmi užitečné při hodnocení dynamické posturální stability, přesto však upřednostňují Neurocom SMART EquiTest jako metodu první volby (Pickerill et Harter, 2011). Reliabilitu LOS měřila také Leninger, která provedla dvě opakované měření. Zde byl ICC koeficient stanovený následovně: MVL₁ ICC = 0,92; MVL₂ ICC = 0,95; DC₁ ICC = 0,92; DC₂ ICC = 0,93; MXE₁ ICC = 0,89; MXE₂ ICC = 0,94; RT₁ ICC = 0,62; RT₂ ICC = 0,88; EPE₁ ICC = 0,77, EPE₂ ICC = 0,76 (Leninger et al., 2018).

Další z výzkumů věnující se potvrzení validity a reliability přístroje Neurocom SMART EquiTest byl proveden u neurologických pacientů s Parkinsonovou nemocí.

Test-retest byl proveden pro testové baterie SOT, LOS a MTC. V číslech to pak vypadalo následovně: pro SOT bylo ES ICC = 0,90; VES ICC = 0,80, pro LOS bylo EPE ICC = 0,87; RT ICC = 0,69 a pro MTC parametr latency ICC0 = 0,92. Dále autoři určily možné standardní chyby v měření. Pro SOT ES byla chyba stanovena na 4,2 %, VIZ 0,01 %, LOS EPE 5 %, RT na 0,17 s, MTC latency na 2,7 ms (Harro et al., 2016). Také Leitner (2009) potvrdil spolehlivost testových baterií SOT, MTC, LOS, ADT.

Většina autorů se ve svých publikacích shoduje na vysoké validitě a reliabilitě přístroje Neurocom SMART EquiTest. Opakované testování by však mohlo způsobit zkreslení získaných dat například z důvodu motorického učení.

V této práci byla snaha zajistit všem probandům stejné podmínky během testování, avšak ne vždy se dají všechny faktory zcela ovlivnit. Jsou to například únava organismu, schopnost senzorické aference, spánkový deficit, datum testování nebo denní doba měření, která byla přizpůsobena časovým možnostem probandů. Měření probíhalo převážně v dopoledních a poté večerních hodinách.

Při záměrném výběru velikosti souboru byla snaha o co největší zachování homogenity jak experimentální, tak kontrolní skupiny. Průměrný věk i průměrné BMI bylo u obou skupin téměř totožné, ale je potřeba zmínit, že hodnoty BMI $23,66 \pm 2,93$ a $23,51 \pm 2,21$ se pohybují na hranici stanovující lehkou nadváhu. Je všeobecně i vědecky známo, že obezita snižuje schopnosti posturální stability (Yang et. al., 2017), ale u této experimentální skupiny předpokládáme, že tato hraniční hodnota byla způsobena svalovou hmotou, kterou profesionální sportovci disponují. Faktor frekvence a rozsah tréninku také hraje významný rozdíl ve schopnostech posturální stability. Experimentální skupina trénuje v průměru $8,6 \pm 1,20$ hodin za týden, ale i u kontrolní skupiny, která je tvořena z řad studentů FTVS UK lze předpokládat četnost pohybové aktivity. Další důležitá situace, která mohla ovlivnit výsledky této práce je, že testování experimentální i kontrolní skupiny neprováděl tentýž člověk a získaná data byla získána ve větším časovém rozmezí.

Studie se účastnila mladá populace fotbalistů ve věku 20 – 30 let, proto nelze považovat výsledky za objektivní pro rozsáhlejší věkové rozmezí, jako jsou například děti nebo profesionální hráči již s ukončenou aktivní kariérou.

Problematika posturální stability každého sportu je velmi zajímavá a stále je možné jednotlivé výzkumy vylepšovat a obohacovat. A proto si myslím, že by se

v budoucnu mohl další výzkum zaměřit na rozdíly v dynamické posturální stabilitě, například v rámci konkrétních fotbalových rolí (útočník, záložník, obránce, brankář) nebo na výzkum spojený s dlouhodobou intervencí tréninku stability s vlivem na sílu a přesnost střelby.

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce pojednává o hodnocení dynamické posturální stability u hráčů fotbalu. Hlavním cílem bylo porovnat dynamickou posturální stabilitu profesionálních hráčů fotbalu s běžnou populací, která není zatížená sportovní aktivitou.

Zpracovávání diplomové práce do jisté míry komplikovala nejednotnost pojmů v zahraniční literatuře, i přesto se však domnívám, že cíle práce byly splněny. V práci jsou shrnuty teoretické informace týkající se postury, posturální stability včetně jejího řízení a diagnostiky. Dále je zde popsána charakteristika fotbalu, která rovněž zahrnuje kineziologické a biomechanické aspekty. Také nechybí rozbor studií zabývajících se dynamickou posturální stabilitu přímo u hráčů fotbalu a přístrojem Neurocom SMART EquiTest. Praktická část zahrnovala záměrný výběr probandů k testování, následné rozdělení do skupin a poté samotné testování probandů ve všech sedmi testových bateriích Sensory Organisation Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Adaptation Test (ADT), Limits of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Weight Bearing Squat (WBS) a Unilateral Stance Test (US). Poté byla provedena analýza a vyhodnocení naměřených dat z testů SOT, MTC, LOS a ADT.

Na základě statistického zpracování dat byly zamítnuty všechny předpokládané hypotézy. Experimentální skupina byla až na 19 % všech testovaných parametrů horší než skupina kontrolní. Z tohoto závěru se lze domnívat, že fotbal má negativní vliv a efekt na dynamickou posturální stabilitu.

Z mého pohledu se domnívám, že tyto výsledky mohou být ovlivněny velkou diferenciací nejrůznějších situací během fotbalového zápasu, a tak tělo reaguje na stále pro něj nově vzniklé situace. Aktuální stav organismu, únava a prodělaná i drobná zranění mohou taktéž posturální stabilitu ovlivnit. Výsledky by do praxe mohly poskytnout informace pro trenéry, fyzioterapeuty a pedagogy, že nácvik balančních schopností by měl být častěji zahrnován do tréninkového procesu každého sportu.

Vzhledem k zamítnutí všech pěti hypotéz by bylo vhodné navázat na tuto problematiku více do hloubky. Především provést výzkum na širším testovacím vzorku probandů nebo se také zaměřit na porovnání stability v rámci jednotlivých fotbalových postů.

8 REFERENČNÍ SEZNAM

1. ACKLAND, T. R., B. ELLIOTT a J. BLOOMFIELD. *Applied anatomy and biomechanics in sport*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2009. ISBN 9780736063388.
2. ALONSO, A. C., J. M. D. GREVE a G. L. CAMANHO. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics* [online]. 2009, **64**(3) [cit. 2020-03-17]. ISSN 1807-5932. Dostupné z: DOI: 10.1590/S180759322009000300003.
3. ALSALAHEEN, B., J. HAINES, A. YORKE a J. DIEBOLD. King-Devick. Test reference values and associations with balance measures in high school American football players. *Medicine & Science in sport* [online]. 2016, **26**(2), 235-239 [cit. 2020-03-25]. ISSN 09057188. Dostupné z: DOI: 10.1111/sms.12628.
4. AMBLER, Z. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-707-3.
5. AMBLER, Z., J. BEDNAŘÍK a E. RŮŽIČKA. *Klinická neurologie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-80-7387-157-4.
6. ASSAIANTE, Ch. Development of Locomotor Balance Control in Healthy Children [online]. 1998, **22**(4), 527-532 [cit. 2020-03-06]. ISSN 01497634. Dostupné z: DOI: 10.1016/S0149-7634(97)00040-7.
7. ATAN, T. a P. Akyol. Reaction Times of Different Branch Athletes and Correlation between Reaction Time Parameters. *Procedia – Social and Behavioral Sciences* [online]. 2014, 116, 2886-2889 [cit. 2020-03-25]. ISSN 18770428. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.sbspro.2014.01.674.
8. BÁLKOVÁ, H. Posturografia – literárny prehľad o možnostiach počítačového vyhodnotenia pre potreby rehabilitácie. *Rehabilitácia*. 2005, **42**(4), 202-212. ISSN 0375-0922.
9. BANDY, W. D., J. M. IRION a M. BRIGGLER. The Effect of Static Stretch and Dynamic Range of Motion Training on the Flexibility of the Hamstring Muscles [online]. 1998, **27**(4), 295-300 [cit. 2020-03-26]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: DOI: 10.2519/jospt.1998.27.4.295.
10. BARONE, R. Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open Access Journal of Sports Medicine* [online]. 2010 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1179-1543. Dostupné z: DOI: 10.2147/OAJSM.S12593.
11. BARTŮŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 978-80-246-1171-6.

12. BEDNARCZUK, G., I. WISZOMIRSKA, I. RUTKOWSKA a W. SKOWROŃSKI. Effects of sport on static balance in athletes with visual impairments. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2019, **59**(8) [cit. 2020-05-08]. ISSN 00224707. Dostupné z: DOI: 10.23736/S0022-4707.18.09089-8.
13. BEDŘICH, L. *Fotbal: rituální hra moderní doby*. Brno: Masarykova univerzita, 2006. ISBN 80-210-3927-2.
14. BEN-DAVID, J., C.B. TESZLER, H. DUCHMAN a L. PODOSHIN. Evaluation of Tullio Phenomenon by Computerized Dynamic Posturography. *International Tinnitus Journal* [online]. 1997, **3**(2), 105-112 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: <http://www.tinnitusjournal.com/articles/evaluation-of-tullio-phenomenon-by-computerized-dynamic-posturography.pdf>
15. BERNACIKOVÁ, M., M. KALICHOVÁ a L. BERÁNKOVÁ. Základy sportovní kineziologie – Běh. In: *Základy sportovní kineziologie* [online]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, 2010 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/beh.html>
16. BISHT, R., Ch. M. SINGH a M. MARDIKAR. A comparative study of reaction ability and balance ability among players belonging to contact, semicontact and non-contact sports. *International Journal of Physical Education, Sports and Health* [online]. 2017, **4**(4), 77-80 [cit. 2020-03-25]. ISSN 2394-1685. Dostupné z: <http://www.kheljournal.com/archives/2017/vol4issue4/PartB/4-4-8-984.pdf>
17. BIZOVSKÁ, L., M. JANURA, M. MÍKOVÁ a Z. SVOBODA. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 9788024452609.
18. BLANCHET, M., F. PRINCE a J. MESSIER. Development of postural stability limits: Anteroposterior and mediolateral postural adjustment mechanisms do not follow the same maturation process. *Human Movement Science* [online]. 2019, **63**, 164-171 [cit. 2020-03-26]. ISSN 01679457. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.humov.2018.11.016.
19. BRAUER, S. G., Ch. NEROS a M. WOOLLACOTT. Balance control in the elderly: do Masters athletes show more efficient balance responses than healthy older adults? *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. 2008, **20**(5), 406-411 [cit. 2020-03-25]. ISSN 1594-0667. Dostupné z: DOI: 10.1007/BF03325145.
20. CAMIC, C. L., A. J. KOVACS, E. A. ENQUIST, T. A. MCLAIN a E. C. HILL. Muscle activation of the quadriceps and hamstrings during incremental running. *Basic & Translational Science* [online]. 2015, **52**(6), 1023-1029 [cit. 2020-03-15]. ISSN 0148639X. Dostupné z: DOI: 10.1002/mus.24901.

21. CARRICK, F. R., E. OGGERO, G. PAGNACCO, J. B. BROCK a T. ARIKAN. Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2009, **29**(24), 1881-1889 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: DOI: 10.1080/09638280601141335.
22. COHEN, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates, 1988. ISBN 978-0805802832.
23. CONCORDIA, University. Perform Operating Document NeuroCom® SMART EquiTest® Computerized Dynamic Posturography (CDP) [online]. 2015, 1-22 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V01_NEUROCOM.pdf
24. DICHGANS, J., K.H. MAURITZ, J.H. ALLUM a T. BRANDT. Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision. *Agressologie* [online]. 1976, **17**, 15-24 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1008137>
25. EKSTRAND, J., M. WALDEN, P. UEBLACKER, J. KARLSSON, P. HÖLMICH a L. HAENSEL. *Encyclopedia of football medicine: Injury Diagnosis and Treatment*. New York, 2017. ISBN 978-3132203419.
26. EKSTRAND, J., M. HAGGLUND a M. WALDEN. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2009, **45**(7), 553-558 [cit. 2020-03-24]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: DOI: 10.1136/bjism.2009.060582.
27. EKSTRAND, J. a J. KARLSSON. The risk for injury in football. There is a need for consensus about definition of the injury and the design of studies. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [online]. 2003, **13**(3), 147-149 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: DOI: 10.1034/j.16000838.2003.00129.x.
28. FERRO, A., J. VILLACIEROS, P. FLORÍA a J. L. GRAUPERA. Analysis of Speed Performance In Soccer by a Playing Position and a Sports Level Using a Laser System. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2014, **44**(1), 143-153 [cit. 2020-03-07]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: DOI: 10.2478/hukin20140120.
29. FITZPATRICK, R. C. a S. C. GANDEVIA. Paradoxical muscle contractions and the neural control of movement and balance. *The Journal of Physiology*. 2005, **564**(1), 2-2. ISSN 00223751. Dostupné z: DOI: 10.1113/jphysiol.2005.085522.
30. FULLER, C W. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2006, **40**(3), 193-201 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: DOI: 10.1136/bjism.2005.025270.
31. GALLOWAY, J. *Gallowayova kniha o běhání*. Ilustroval R. GOLUEKE, ilustroval E. INDRITZ a D. WILLS. Praha: Talpress, 2007. ISBN 80-7197-307-6.

32. GIRARD, O., S. BANZET, N. KOULMANN, M. CHENNAOUI, C. DROGOU, H. CHALABI a S. RACINAIS. Larger strength losses and muscle activation deficits in plantar flexors induced by backward downhill in reference to distance-matched forward uphill treadmill walk. *European Journal of Sport Science* [online]. 2018, **18**(10), 1346-1356 [cit. 2020-03-25]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: DOI: 10.1080/17461391.2018.1497091.
33. GRAVES, B. S. University Football Players, Postural Stability, and Concussions. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2016, **30**(2), 579-583 [cit. 2020-03-25]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: DOI: 10.1519/JSC.0000000000001124.
34. GRYC, T. *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami*. Praha, 2014. Disertační práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.
35. HAKIM, R. M., L. DAVIES, K. JAWORSKI, N. TUFANO, a A. UNTERSTEIN. A computerized dynamic posturography (CDP) program to reduce fall risk in a community dwelling older adult with chronic stroke. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2011, **28**(3), 169-177 [cit. 2020-03-15]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: DOI: 10.3109/09593985.2011.577887.
36. HALABCHI, F., L. ABBASIAN, M. MIRSHAHI, R. MAZAHERI, M. H. P. SHAHI a M. A. MANSOURNIA. Comparison of Static and Dynamic Balance in Male Football and Basketball Players. *Foot Ankle Spec* [online]. 2019, **13**(3), 228-235 [cit. 2020-03-14]. ISSN 1938-6400. Dostupné z: DOI: 10.1177/1938640019850618.
37. HAMMAMI, R., D. G. BEHM, M. CHTARA, A. B. OTHMAN a A. CHAOUACHI. Comparison of Static Balance and the Role of Vision in Elite Athletes. *Journal of Human Kinetics*. 2014, **41**(1), 33-41. ISSN 1899-7562. Dostupné z: DOI: 10.2478/hukin-2014-0030.
38. HANUŠ, M., F. ZAHÁLKA, T. GRYC, T. MALÝ, P. HRÁSKÝ a L. MALÁ. Rozhodující faktory provedení kopu pro dosažení maximální rychlosti míče. *Česká kinantropologie* [online]. 2011, **17**(3), 239-343 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/17321340-Porovnani-rychlosti-strelby-dominantni-a-nedominantni-koncetinou-vybranych-elitnich-fotbalovych-mladeznickych-tymu.html>
39. HARRIS, G. F., P. A. SMITH a R. M. MARKS. *Foot and ankle motion analysis: clinical treatment and technology*. Boca Raton: CRC Press, c2008. Biomedical engineering series (Boca Raton, Fla.). ISBN 978-0849339714.
40. HARRO, C. C., A. MARQUIS, N. PIPER a C. BURDIS. Reliability and Validity of Force Platform Measures of Balance Impairment in Individuals With Parkinson Disease. *Physical Therapy* [online]. 2016, **96**(12), 1955-1964 [cit. 2020-03-17]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: DOI: 10.2522/ptj.20160099.

41. HART, N. H., S. NIMPHIUS, J. WEBER, T. SPITERI, T. RANTALAINEN, M. DOBBIN a R. U. NEWTON. Musculoskeletal Asymmetry in Football Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2016, **48**(7), 1379-1387 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: DOI: 10.1249/MSS.0000000000000897.
42. HATZITAKI, V., V. ZLSI, I. KOLLIAS a E. KIOUMOURTZOGLU. Perceptual-Motor Contributions to Static and Dynamic Balance Control in Children. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2002, **34**(2), 161-170 [cit. 2020-03-26]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: DOI: 10.1080/00222890209601938.
43. HELENO, L. R., R. A. D. SILVA, L. SHIGAKI, C. G. A. ARAÚJO, C. R. C. CANDIDO, V. H. A. OKAZAKI, A. FRISSELI a Ch. de S. G. MACEDO. Five-week sensory motor training program improves functional performance and postural control in young male soccer players – A blind randomized clinical trial. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2016, **22**, 74-80 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.05.004.
44. HIRTZ, D. G. F. S. *Pediatrics in Review* [online]. 1997, **18**(1), 5-9 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0191-9601. Dostupné z: DOI: 10.1542/pir.18-1-5.
45. HOWARD, R. M., R. CONWAY a A. J. HARRISON. Muscle activity in sprinting: a review. *Sports Biomechanics* [online]. 2017, **17**(1), 1-17 [cit. 2020-03-15]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: DOI: 10.1080/14763141.2016.1252790.
46. HYTÖNEN, M., I. PYYKKÖ, H. AALTO a J. STARCK. Postural Control and Age. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 2009, **113**(2), 119-122 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0001-6489. Dostupné z: DOI: 10.3109/00016489309135778.
47. CHUNG, P. a G. NG. Taekwondo training improves the neuromotor excitability and reaction of large and small muscles. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2012, **13**(3), 163-169 [cit. 2020-03-24]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.07.003.
48. JACOBSON, G. P., C. W. NEWMAN a Jack M. KARTUSH. *Handbook of balance function testing*. San Diego, Calif.: Singular Pub. Group, c1997. ISBN 978-1565939073.
49. JAKOBSEN, M. D., E. SUNDSTRUP, P. KRUSTRUP a P. AAGAARD. The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2011, **111**(3), 521-530 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: DOI: 10.1007/s00421-010-1669-2.
50. JALOVCOVÁ, M. a D. PAVLŮ. Stabilizační systém a role m. transversus abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, **17**(4), 174-180. ISSN 1211-2658.

51. JANČOVÁ, J. a E. KOHLÍKOVÁ. Regresní změny stárnoucího organismu a jejich vliv na posturální stabilitu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2007, **14**(4), 155-162 [cit. 2020-03-06]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2007-4/regresni-zmeny-starnouciho-organismu-a-jejich-vliv-na-posturalni-stabilitu-1854>
52. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-716-9208-5.
53. JÄRVINEN, T. A. H., T. L. N. JÄRVINEN, M. KÄÄRIÄINEN, H. KALIMO a M. JÄRVINEN. Muscle Injuries. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, **33**(5), 745-764 [cit. 2020-03-24]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: DOI: 10.1177/0363546505274714.
54. JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: Československý svaz tělesné výchovy, 1986.
55. JAYAKARAN, P., G. M. JOHNSON a S. J. SULLIVAN. Test-Retest Reliability of the Sensory Organization Test in Older Persons With a Transtibial Amputation [online]. 2011, **3**(8), 723-729 [cit. 2020-03-17]. ISSN 19341482. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.pmrj.2011.01.005.
56. JEBAVÝ, R. *Rozvoj silových schopností na nestabilních plochách*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2017. ISBN 978-80-246-3665-8.
57. JEBAVÝ, R. a T. ZUMR. *Posilování s balančními pomůckami*. Praha: Grada, 2009. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-2802-5.
58. KABELÍKOVÁ, K. a M. VÁVROVÁ. *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-716-9384-7.
59. KANIA, R. *Hodnocení posturální stability u jedinců provozujících úpolový a bezkontaktní sport*. Praha, 2017. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/73350>. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce Mgr. Helena Vomáčková.
60. KARADAG, A. a M. KUTLU. Effects of Long Term Soccer Training on Visual and Auditory Reaction Time of Dominant and Non-Dominant Leg in Footballers. *Firat Tip Dergisi* [online]. Turkey, 2006, **11**(1), 26-29 [cit. 2020-03-24]. ISSN 2147-124X. Dostupné z: http://www.firattipdergisi.com/bpdf/pdf_FTD_300.pdf
61. KARŠAYOVÁ, K. *Hodnocení dynamické posturální stability u lezců*. Praha, 2019. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.
62. KELLIS, E., A. KATIS a I. GISSIS. Knee Biomechanics of the Support Leg in Soccer Kicks from Three Angles of Approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2004, **36**(6), 1017-1028 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: DOI: 10.1249/01.MSS.0000128147.01979.31.

63. KINKOROVÁ, I., E. CHALOUPKOVÁ, M. KOMARC aj. HELLER. Differences in presence and distribution of various food groups in persons with spinal cord injury. *AUC KINANTHROPOLOGICA* [online]. 2017, **53**(1), 49-59 [cit. 2020-03-07]. ISSN 2336-6052. Dostupné z: DOI: 10.14712/23366052.2017.4.
64. KIRKENDALL, D. T. *Fotbalový trénink: rozvoj síly, rychlosti a obratnosti na anatomických základech*. Praha: Grada, 2013. Sport extra. ISBN 978-80-247-4491-9.
65. KLAVINA, A., A. ZUSA-RODKE a Z. GALEJA. The assessment of static balance in children with hearing, visual and intellectual disabilities. *Acta Gymnica* [online]. 2017, **47**(3), 105-111 [cit. 2020-03-06]. ISSN 23364912. Dostupné z: DOI: 10.5507/ag.2017.013.
66. KOHOUTEK, R., J. TEPLAN, F. ZAHÁLKA a T. MALÝ. Porovnání rychlosti střelby dominantní a nedominantní končetinou vybraných elitních fotbalových mládežnických týmů *Česká kinantropologie*. 2013, **17**(3), 114-120.
67. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-571.
68. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-292-.
69. KUNRATH, C. A., F. Y. NAKAMURA, A. ROCA, A. TESSITORE a I. T. DA COSTA. How does mental fatigue affect soccer performance during small-sided games? A cognitive, tactical and physical approach. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2020, 1-11 [cit. 2020-05-08]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: DOI: 10.1080/02640414.2020.1756681.
70. KUNUGI, S., A. MASUNARI, N. YOSHIDA a S. MIYAKAWA. Association between Cumberland Ankle Instability Tool score and postural stability in collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2018, **32**, 29-33 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.03.002.
71. LEES, A. a L. NOLAN. The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences* [online]. 1998, **16**(3), 211-234 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: DOI: 10.1080/026404198366740.
72. LEITNER, C., P. MAIR, B. PAUL, F. WICK, C. MITTERMAIER, T. SYCHA a G. EBENBICHLER. Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, **19**(3), 380-390 [cit. 2020-03-17]. ISSN 10506411. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.09.007.
73. LENHART, R., D. THELEN a B. HEIDERSCHEIT. *Hip Muscle Loads During Running at Various Step Rates* [online]. 2014, **44**(10) [cit. 2020-03-15]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: DOI: 10.2519/jospt.2014.5575.

74. LESINSKI, M., T. HORTOBÁGYI, T. MUEHLBAUER, A. GOLLHOFER a U. GRANACHER. Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults. *Sports Medicine* [online]. 2016, **46**(3), 457-457 [cit. 2020-03-14]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: DOI: 10.1007/s40279-016-0500-6.
75. LEVANON, J. a J. DAPENA. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1998, **30**(6), 917-927 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: DOI: 10.1097/00005768-199806000-00022.
76. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, c2003. ISBN 80-866-4504-5.
77. LIANG, Y., M. HILEY, K. KANOSUE a T. A. STOFFREGEN. The effect of contact sport expertise on postural control. *PLOS ONE* [online]. 2019, **14**(2) [cit. 2020-03-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: DOI: 10.1371/journal.pone.0212334.
78. LININGER, M. R., T. E. LEAHY, E. C. HAUG a T. G. BOWMAN. Test-retest reliability of the limits of stability test performer by young adults using Neurocom® VSR Sport. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2018, **13**(5), 800-807 [cit. 2020-03-17]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: DOI: 10.26603/ijsp20180800.
79. LORD, S. R., C. SHERRINGTON, H. B. MENZ a J. C. T. CLOSE. Falls in Older People. [online]. 2007 [cit. 2020-03-26]. Dostupné z DOI: 10.1017/CBO9780511722233.
80. MCCAFFREY, M. A., J. P. MIHALIK, D. H. CROWELL, E. W. SHIELDS a K. M. GUSKIEWICZ. Measurement of head impacts in collegiate football players. *Neurosurgery* [online]. 2007, **61**(6), 1236-1243 [cit. 2020-03-25]. ISSN 0148-396X. Dostupné z: DOI: 10.1227/01.neu.0000306102.91506.8b.
81. MĚKOTA, K. a J. NOVOSAD. *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-0981-X.
82. MIKOLAJEC, K. a R. RZEPKA. Objective Assessment and Importance of Stability and Motor Control in Sports Performance. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2007, **18**, 135-140 [cit. 2020-03-26]. Dostupné z: http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=WOS&search_mode=GeneralSearch&qid=1&SID=Z1AFliwMmF4OIL558QW&page=1&doc=1
83. MUSCOLINO, J. E. *Kinesiology: the skeletal system and muscle function*. 3rd edition. St. Louis: Elsevier, 2017. ISBN 9780323396202.
84. NASHNER, L., F. BLACK a C. WALL. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience* [online]. 1982, **2**(5), 536-544 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: DOI: 10.1523/JNEUROSCI.02-05-00536.1982.

85. NATUS MEDICAL INCORPORATED. *NeuroCom Equi Test Systems* [online]. In: natus.com, 2016 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=270&contentid=395
86. NATUS MEDICAL INCORPORATED. *Clinical Interpretation Guide: Balance Manager® Systems Computerized Dynamic Posturography* [online]. Seattle, 2013 [cit. 2020-03-24]. Dostupné z: <https://hearing-balance.academy/download/neurocom-clinical-operations-guide/>
87. NATUS MEDICAL INCORPORATED. *Clinical Operation Guide. NeuroCom® Balance Manager® Systems*. ©2018.
88. NATUS MEDICAL INCORPORATED. *Clinical Operation Guide. NeuroCom® Balance Manager® Systems*. ©2014.
89. NAVARA, M., M. BUZEK a O. ONDŘEJ. *Kopaná (teorie a didaktika)*. SPN – Státní pedagogické nakladatelství, 1986. ISBN neuvedeno.
90. NEUBAUER, J., M. SEDLAČÍK a O. KRÍŽ. *Základy statistiky: aplikace v technických a ekonomických oborech*. 2., rozšířené vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5786-5.
91. NEUROCOM® INTERNATIONAL, INC. *Balance Manager® Systems Technical Specifications* [online]. 2008, 1-8 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: https://www.neuroswiss.ch/view/data/5962/06-Dynamic_SMEQ_Package_with_LFP_INV.pdf
92. NIGG, B., J. BALTICH, S. HOERZER a H. ENDERS. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2015, **49**(20), 1290-1294 [cit. 2020-03-15]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: DOI: 10.1136/bjsports-2015-095054.
93. NOGUCHI, T., S. DEMURA a T. NAKAGAWA. Postural Stability during One-Leg Stance on an Unstable Moving Platform and its Relationship with Each Leg. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 2013, **116**(2), 555-563 [cit. 2020-03-24]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: DOI: 10.2466/26.25.PMS.116.2.555-563.
94. NOLAN, L., A. GRIGORENKO a A. THORSTENSSON. Balance control: sex and age differences in 9 to 16 year-olds. [online]. 2005, **47**(7), 449-454 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0012-1622. Dostupné z: DOI: 10.1017/S0012162205000873.
95. NUNOME, H., T. ASAI, Y. IKEGAMI a S. SAKURAI. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2002, **34**(12), 2028-2036 [cit. 2020-03-07]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: DOI: 10.1097/00005768-200212000-00025.
96. PAILLARD, T. a F. NOÉ. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [online]. 2006, **16**(5), 345-348 [cit. 2020-03-17]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: DOI: 10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x.

97. PAILLARD, T., F. NOÉ, T. RIVIÈRE, V. MARION, R. MONOTYA a P. DUPUI. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *J Athl Train* [online]. 2006, **41**(2), 172-176 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16791302>
98. PALM, H., P. LANG, J. STROBEL, H. RIESNER a B. FRIEMERT. Computerized Dynamic Posturography [online]. 2014, **93**(1), 49-55 [cit. 2020-03-14]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: DOI: 10.1097/PHM.0b013e3182a39019.
99. PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders* [online]. 1992, **5**(4), 383-389 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0895-0385. Dostupné z: DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001.
100. PETERSON, M. L., E. CHRISTOU a K. S. ROSENGREN. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12 years old. *Gait & Posture* [online]. 2006, **23**(4), 455-463 [cit. 2020-03-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.003.
101. PICKERILL, M. L. a R. A. HARTER. Validity and Reliability of Limits of Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices. *Journal of Athletic Training* [online]. 2011, **46**(6), 600-606 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: DOI: 10.4085/1062-6050-46.6.600.
102. POPWCZAK, M., A. ROKITA, K. ŚWIERZKO, S. SZCZEPAN, R. MICHALSKI a K. MAĆKAŁA. Are Linear Speed and Jumping Ability Determinants of Change of Direction Movements in Young Male Soccer Players? *J Sports Sci Med* [online]. 2019, **18**(1), 109-117 [cit. 2020-03-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6370957/>
103. REILLY, T., J. P. CLARYS a A. STIBBE. *Science and Football II*. Spon press, 1993. ISBN 9780419178507.
104. RIEGEROVÁ, J., O. KAPUŠ, A. GÁBA a D. ŠČOTKA. Rozbor tělesného složení českých mužů ve věku 20 až 80 let: Hodnocení tělesné výšky, hmotnosti, BMI, svalové a tukové frakce. *Česká antropologie* [online]. 2010, 20-23 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: http://www.anthropology.cz/ca/60-1/2010_60-1_20-23_Riegerova_J.pdf
105. RIVAL, C., H. CEYTE a I. OLIVIER. Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters* [online]. 2005, **376**(2), 133-136 [cit. 2020-03-06]. ISSN 03043940. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.neulet.2004.11.042.
106. ROCA-MORALES, A. M., J. F. ANDREO-MARROIG, S. SANTOS-PÉREZ a A. SOTO-VARLA. Instability in Patients with CANVAS: Can Computerized Dynamic Posturography Help in Diagnosis? *The Journal of International Advanced Otology* [online]. 2018, 130-134 [cit. 2020-03-14]. ISSN 13087649. Dostupné z: DOI: 10.5152/iao.2018.4335.
107. ROKYTA, R. *Fyziologie*. 3. přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.

108. ROKYTA, R. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.
109. ROTH, D. S., I. PERFECTO a B. RATHCKE. The Effects of Management Systems on Ground-Foraging Ant Diversity in Costa Rica. *Ecological Applications* [online]. 1994, **4**(3), 423-436 [cit. 2020-03-07]. ISSN 10510761. Dostupné z: DOI: 10.2307/1941947.
110. SANTOS, T. R. T., J. A. de ANDRADE, B. L. da SILVA, A. F. A. GARCIA, J. G. W. PERSICHINI FILHO, J. de M. OCARINO a P. L. SILVA. Active control stabilization of pelvic position in the transverse plane: An evaluation of soccer players' performance. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2014, **15**(3), 189-193 [cit. 2020-03-17]. ISSN 1466853X. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.ptsp.2013.11.003.
111. SHINTAKU, Y., T. OHKUWA a K. YABE. Effects of physical fitness level on postural sway in young children. *Anthropological Science* [online]. 2005, **113**(3), 237-244 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0918-7960. Dostupné z: DOI: 10.1537/ase.040129.
112. SHLAMKOVITCH, N., E. EVIATAR a H. GAVRIEL. Computerized Dynamic Posturography for Evaluating Dizziness in Patients with Scarred Orbital Content. *Gait & Posture* [online]. 2018, **96**(8) [cit. 2020-03-14]. ISSN 0145-5613. Dostupné z: DOI: 10.1177/014556131709600803.
113. SHUMWAY-COOK, A. a M. H. WOOLLACOTT. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 978-1608310180.
114. SOUKUP, P. Věcná významnost výsledků a její možnosti měření. *Data a výzkum – SDA Info* [online]. 2013, **7**(2), 125-148 [cit. 2020-05-08]. ISSN 23362391. Dostupné z: DOI: 10.13060/23362391.2013.127.2.41.
115. STRIBLING, K., J. CHRISTY, K. JAWORSKI, N. TUFANO a A. UNTERSTEIN. Creative Dance Practice Improves Postural Control in a Child With Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy* [online]. 2017, **29**(4), 365-369 [cit. 2020-03-15]. ISSN 0898-5669. Dostupné z: DOI: 10.1097/PEP.0000000000000450.
116. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. Praha, 2006, **13**(3), 112-125 [cit. 2020-03-06]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2006-3/stabilita-v-pohybovem-systemu-a-hluboky-stabilizacni-system-podstata-a-klinicka-vychodiska-4883>
117. SUNDERMIER, L., M. WOOLLACOTT, N. RONCESVALLES a J. JENSEN. The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Experimental Brain Research* [online]. 2001, **136**(3), 340-350 [cit. 2020-03-06]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: DOI: 10.1007/s002210000579.

118. TÁBORSKÝ, F. *Sportovní hry: sporty známé i neznámé*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0875-2.
119. TAKAHASHI, S., Y. NAGANO, W. ITO, Y. KIDO a T. OKUWAKI. A retrospective study of mechanisms of anterior cruciate ligament injuries in high school basketball, handball, judo, soccer, and volleyball. *Medicine* [online]. 2019, **98**(26) [cit. 2020-03-24]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: DOI: 10.1097/MD.00000000000016030.
120. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
121. TSAI, Ch., S. K. WU a Ch. HUANG. Static balance in children with developmental coordination disorder. *Human Movement Science* [online]. 2008, **27**(1), 142-153 [cit. 2020-03-06]. ISSN 01679457. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.humov.2007.08.002.
122. TSANG, W., V. S. WONG, S. N. FU a C. W. HUI-CHAN. Tai Chi improves standing balance control under reduced or conflicting sensory conditions1. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, **85**(1), 129-137 [cit. 2020-03-17]. ISSN 00039993. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.apmr.2003.02.002.
123. VAIDOVÁ, E., F. ZAHÁLKA, T. MALÝ, T. GRYC a J. TEPLAN. Asymetrie dolních končetin vzhledem k vybraným parametrům tělesného složení a posturální stability u fotbalistek. *Česká kinantropologie*. 2012, **16**(3), 221-230. ISSN: 1211-9261.
124. VANICEK, N., S. A. KING, R. GOHIL, I. C. CHETTER a P. A. COUGHLIN. Computerized Dynamic Posturography for Postural Control Assessment in Patients with Intermittent Claudication. *Journal of Visualized Experiments* [online]. 2013, [cit. 2020-03-15]. ISSN 1940-087X. Dostupné z: DOI: 10.3791/51077.
125. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. 2002, **9**(4), 115-121 [cit. 2020-03-05]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1
126. VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN ISBN978-802-4424-323.
127. VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
128. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-718-4100-5.
129. VIGNEROVÁ, J., J. RIEDLOVÁ a P. BLÁHA. Celostátní antropologický výzkum dětí a mládeže 2001. [online]. In: Praha: PřF UK, SZÚ, 2006 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: <http://www.szu.cz/publikace/6-celostatni-antropologicky-vyzkum-deti-a-mladeze-2001>

130. VILJANEN, A., J. KAPRIO, I. PYYKKO, M. SORRI, S. PAJALA, M. KAUPPINEN, M. KOSKENVUO a T. RANTANEN. Hearing as a Predictor of Falls and Postural Balance in Older Female Twins. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2009, **64**(2), 312-317 [cit. 2020-03-06]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: DOI: 10.1093/gerona/gln015.
131. VLASÁKOVÁ, K. *Hodnocení posturální stability sportovců – literární rešerše*. Praha, 2017. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce Mgr. Helena Vomáčková.
132. VOMÁČKOVÁ, H., D. PAVLŮ a D. PÁNEK. Hodnocení dynamické posturální stability – tvorba referenčních hodnot pro běžnou, mladou populaci v ČR. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2020, **27**(2), 43-51.
133. VUILLERME, N., F. DANION, L. MARIN, A. BOYADJIAN, J. M. PRIEUR, I. WEISE a V. NOUGIER. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters* [online]. 2001, **303**(2), 83-86. ISSN 03043940. Dostupné z: DOI: 10.1016/S0304-3940(01)01722-0.
134. WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 1995, **3**(4), 193-214 [cit. 2020-03-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
135. YANG, F., J. KIM a F. YANG. Effects of obesity on dynamic stability control during recovery from a treadmill-induced slip among young adults. *Journal of Biomechanics* [online]. 2017, **53**, 148-153 [cit. 2020-03-17]. ISSN 00219290. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.01.021.
136. ZAHÁLKA, F., P. HANUŠ, T. MALÝ, M. BUZEK, L. MALÁ a T. GRYC. Analýza pohybu hráče fotbalu při kopu do míče. *The Scientific Journal for Kinanthropology*. 2010, **11**(2), 69-76. ISSN: 1213-2101.
137. ZÁMEČNÍK, M. *Vyhodnocení dynamické posturální stability u extraligových hráčů českého rugby*. Praha, 2018. Diplomová práce. FTVS UK. Vedoucí práce MUDr. David Pánek, Ph.D.
138. Hluboký stabilizační systém páteře. *Fyzioterapie pro Vás* [online]. 2020 [cit. 2020-03-26]. Dostupné z: <https://www.fyzioterapieprovas.cz/wp-content/uploads/2013/07/Panevni-dno-01.jpg>
139. WorldData.info: Average sizes of men and women [online]. 2020 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: <https://www.worlddata.info/average-bodyheight.php>

9 PŘÍLOHY

Příloha č. 1 – Potvrzené vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Vzor anamnestického dotazníku

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha č. 5 – Seznam obrázků a grafů

Příloha č. 6 – Výsledky aritmetických průměrů SOT – experimentální skupina

Příloha č. 7 – Výsledky aritmetických průměrů MTC – experimentální skupina

Příloha č. 8 – Výsledky aritmetických průměrů LOS, ADT – experimentální skupina

Příloha č. 9 – Výsledky výchozí polohy COG v rámci testu SOT (dle kvadrantu) – experimentální skupina

Příloha č. 10 – Výsledky aritmetických průměrů SOT – kontrolní skupina

Příloha č. 11 – Výsledky aritmetických průměrů MTC – kontrolní skupina

Příloha č. 12 – Výsledky aritmetických průměrů LOS, ADT – kontrolní skupina

Příloha č. 1: Potvrzené vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavin

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Hodnocení posturální stability u hráčů fotbalu

Forma projektu: výzkumná práce – diplomová práce

Období realizace: březen 2019 až únor 2020

Předkladatel: Bc. Lukáš Kučera

Hlavní řešitel: Bc. Lukáš Kučera

Místo výzkumu (pracoviště): kineziologická laboratoř katedry fyzioterapie FTVS UK v Praze

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Helena Vomáčková

Popis projektu: Tato diplomová práce se zabývá hodnocením posturální stability u hráčů fotbalu. Cílem této práce je objektivně porovnat kvalitu posturální stability u profesionálních hráčů fotbalu s běžnou sportující populací.

Všichni probandí budou podrobně seznámeni s průběhem měření v rámci experimentu a před zahájením podepíší informovaný souhlas. Před začátkem výzkumu každý proband vyplní krátký anamnestický dotazník vytvořený řešitelem. Pro hodnocení posturální stability jedince bude použit přístroj NeuroCom SMART EquiTest. Každý účastník bude vyšetřen pouze jednou v rozmezí 45-60 minut.

Charakteristika účastníků výzkumu: Výzkum bude rozdělen do dvou skupin, experimentální skupina 15-20 mužů – fotbalistů, věk mezi 20-30 lety, bez vážnějších úrazů DKK, podobná výkonnostní úroveň, aktivní hráč fotbalu minimálně 5 let, kontrolní skupina – běžná sportující populace z řad studentů UK FTVS, muži, stejný počet, podobná věková kategorie. Všichni mají platnou zdravotní prohlídku. Do výzkumu nebudou zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by mohly limitovat probandy během měření posturální stability, dále osoby s neurologickým postižením jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou s akutním onemocněním či úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění a úrazu. Probandi budou vybráni hlavním řešitelem, případně po konzultaci s lékařem, na základě vyplněných dotazníků – nebudou vybráni probandi s výše zmíněnými kontraindikacemi či nevhodnou sportovní aktivitou pro náš výzkum.

Zajištění bezpečnosti: Všechny diagnostické i terapeutické metody využity v této práci budou neinvazivní. Celé měření bude bezbolestné a bezpečné. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Pro případ pádu během testování je vyšetřovaný jistěn speciálními popruhy. Na bezpečnost během vyšetření bude dohlížet odborný personál ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS.

Etické aspekty výzkumu: Získaná data budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 5.3. 2019

Podpis předkladatele: 

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová


Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 048/2019

dne: 6.3. 2019

Etická komise UK FTVS **zhodnotila** předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS 

Příloha č. 2: Vzor informovaného souhlasu

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem „Hodnocení posturální stability u hráčů fotbalu“ prováděné ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS.

1. Jedná se o diplomovou práci, bez finanční podpory.
2. Tato diplomová práce se bude zabývat hodnocením posturální stability u hráčů fotbalu. Cílem práce je porovnat kvalitu posturální stability u profesionálních hráčů fotbalu s kontrolní běžně sportující populací.
3. Všechny diagnostické i terapeutické metody využity v této práci budou neinvazivní, tedy bez porušení kožního krytu.
4. Měření posturální stability proběhne ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS pouze jednou. Pro určení posturální stability jedince bude použit přístroj NeuroCom SMART EquiTest. Měření bude probíhat na speciální pohyblivé plošině ve stoje. Budou využity tzv. testovací protokoly, podle kterých bude posturální stabilita hodnocena.
5. Výzkum bude probíhat od března 2019 do února 2020 v kineziologické laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS v Praze. Během této doby proběhne měření v rozsahu 45-60 minut. Každý z Vás bude vyšetřen pouze jednou.
6. Vyplníte krátký anamnestický dotazník. Do výzkumu nebudou zařazeny osoby, které prodělaly úraz či operaci, které by mohly limitovat probandy během měření posturální stability, dále osoby s neurologickým postižením jakéhokoliv charakteru a osoby s nižším stupněm inteligence či mentální poruchou s akutním onemocněním či úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění a úrazu. Celé měření bude bezbolestné a bezpečné. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Pro případ pádu během testování je vyšetřovaný jištěn speciálními popruhy. Budete vybráni hlavním řešitelem, případně po konzultaci s lékařem, na základě vyplněných dotazníků – nebudou vybráni probandi s výše zmíněnými kontraindikacemi či nevhodnou sportovní aktivitou pro náš výzkum.
7. Budete poučen/a o všech postupech měření. Na Vaši bezpečnost během vyšetření bude dohlížet odborný personál ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie UK FTVS.
8. Očekávaným přínosem výzkumného projektu je objektivní porovnání posturální stability hráčů hrající aktivně fotbal s běžnou sportující populací.
9. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.
10. Výsledky práce budou statisticky zpracovány a získaná data budou využita, uchována a publikována v anonymní podobě pro účely obhajoby diplomové práce na UK FTVS, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.
11. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), v nebo na e-mail adrese: lukaskucer@gmail.com
12. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Lukáš Kučera

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Lukáš Kučera Podpis:

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si rádě a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha č. 3: Vzor anamnestického dotazníku

Anamnestický dotazník

Diplomová práce – Hodnocení dynamické posturální stability u hráčů fotbalu

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Email:

Výška:

Váha:

Velikost nohy (EUR):

Odrazová dolní končetina:

Dominantní dolní končetina:

Fotbal – sportovní aktivita

Od kolika let hrajete fotbal?

Kolik hodin týdně se věnujete fotbalu? (tréninky + zápasy)

Provozujete i jiné sportovní aktivity? Jaké a jak často?

Kolik času věnujete regeneraci (pokud vůbec) a jakým způsobem?

Zdravotní údaje – anamnéza

Prodělal/a jste nějaké zranění/úrazy či operaci na dolní končetině? Na jaké, kdy?

- pokud ano – podstoupil/a jste RHB?

Používáte následkem úrazu nyní nějaké pomůcky? (ortézy, dlahy, tejpky)

Trápí Vás v současné době nějaké obtíže? (délka a charakter obtíží)

Léčíte se s něčím dlouhodobě?

Užíváte trvale nějaké léky?

Příloha č. 4: Seznam tabulek

Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Charakteristika probandů, experimentální skupina (n = 25).....	43
Tabulka č. 2: Charakteristika probandů, kontrolní skupina (n = 25)	43
Tabulka č. 3: Sensory Organization Test; Porovnání průměrných výsledků parametru ES; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)	47
Tabulka č. 4: Sensory Organization Test; Porovnání průměrných výsledků parametru ES; experimentální skupina, tělesná výška < 180 cm (n = 12), experimentální skupina, tělesná výška ≥ 180 cm (n = 13).....	48
Tabulka č. 5: Motor Control Test; Porovnání průměrných výsledků parametru Latency; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)	50
Tabulka č. 6: Limits of Stability; Porovnání průměrných výsledků všech parametrů testu Limits of Stability – RT, MVL, EPE, MXE, DCL; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)	51
Tabulka č. 7: Adaptation test; Porovnání průměrných výsledků parametrů toes up a toes down; kontrolní skupina (n = 25), experimentální skupina (n = 25)	53

Příloha č. 5: Seznam obrázků a grafů

Seznam obrázků a grafů

Obrázek č. 1: Hluboký stabilizační systém páteře (www.fyzioterapieprovas.cz, 2020)	21
Obrázek č. 2: Vztah mezi opěrnou bází, plochou kontaktu a opěrnou plochou (Vařeka, 2002)	23
Obrázek č. 3: Přístroj Neurocom SMART EquiTest (Vomáčková et al., 2020).....	25
Obrázek č. 4: Správné postavení DKK (Concordia University, 2015)	26
Obrázek č. 5: Sensory Organisation Test (SOT) (Concordia University, 2015).....	27
Obrázek č. 6: Motor Control Test (MCT) (Concordia University, 2015).....	28
Obrázek č. 7: Adaptation Test (ADT) (Concordia University, 2015).....	29
Obrázek č. 8: Svaly zapojující se během lokomoce (Bernaciková et al.,2010)	35
Obrázek č. 9: Limits of stability – modelová ukázka grafického znázornění u experimentální skupiny fotbalistů (Zdroj: vlastní)	52
Graf č. 1: Výchozí poloha COG vztažená k dominantní (kopající) a odrazové (stojné) DK	49

Příloha č. 6: Výsledky aritmetických průměrů SOT – experimentální skupina (n = 25)

ID	Senzory Organization Test (SOT)									
	aES1	aES2	aES3	aES4	aES5	aES6	SOM	VIZ	VES	COMP
1	96.00	90.67	91.33	88.00	75.00	90.67	0.94	0.92	0.78	87.00
2	91.67	88.33	88.67	78.33	60.00	72.00	0.96	0.85	0.65	77.00
3	93.00	90.67	88.00	83.33	69.00	66.67	0.97	0.90	0.74	79.00
4	94.00	93.67	94.67	89.00	80.33	79.67	1.00	0.95	0.85	87.00
5	95.00	95.67	90.00	86.67	77.67	64.33	1.01	0.91	0.82	82.00
6	93.33	83.67	74.33	73.33	62.33	50.67	0.90	0.79	0.67	68.00
7	96.00	95.33	94.00	84.00	68.00	80.33	0.99	0.88	0.71	84.00
8	91.67	90.67	91.33	76.33	73.67	79.67	0.99	0.83	0.80	82.00
9	95.00	95.33	92.67	80.00	70.67	75.67	1.00	0.84	0.74	82.00
10	94.33	91.67	94.33	91.00	77.67	78.33	0.97	0.96	0.82	86.00
11	95.33	95.00	94.33	89.00	69.67	78.33	1.00	0.93	0.73	85.00
12	91.67	89.00	90.00	80.67	50.33	55.67	0.97	0.88	0.55	72.00
13	95.00	90.33	93.33	89.00	61.33	69.00	0.95	0.94	0.65	80.00
14	92.00	92.00	87.33	84.33	77.33	67.67	1.00	0.92	0.84	81.00
15	90.33	94.33	90.00	89.67	70.67	74.67	1.04	0.99	0.78	83.00
16	88.33	87.00	89.33	79.33	67.33	79.00	0.98	0.90	0.76	80.00
17	94.33	90.00	85.00	84.67	55.33	50.00	0.95	0.90	0.59	72.00
18	96.67	93.67	94.67	90.00	69.00	62.00	0.97	0.93	0.71	81.00
19	93.67	89.00	91.00	82.00	63.67	57.33	0.95	0.88	0.68	76.00
20	89.00	87.33	40.33	79.33	32.33	35.33	0.98	0.89	0.36	53.00
21	95.00	92.33	92.33	87.67	53.67	63.67	0.97	0.92	0.56	77.00
22	96.33	95.67	96.33	82.67	75.33	72.00	0.99	0.86	0.78	84.00
23	92.00	92.67	92.00	71.00	64.00	61.67	1.01	0.77	0.70	75.00
24	94.00	93.33	93.33	67.67	74.00	71.67	0.99	0.72	0.79	79.00
25	91.33	93.67	92.67	89.67	66.67	58.00	1.03	0.98	0.73	79.00

Příloha č. 7: Výsledky aritmetických průměrů MTC – experimentální skupina (n = 25)

ID	Motor Control Test (MTC)												
	LL-SB	LR-SB	LL-MB	LR-MB	LL-LB	LR-LB	LL-SF	LR-SF	LL-MF	LR-MF	LL-LF	LR-LF	COMP
1	150	160	150	140	130	140	160	150	130	140	130	130	136
2	160	170	130	130	130	130	140	160	150	170	150	150	142
3	150	150	140	140	130	130	180	160	170	170	150	160	149
4	150	150	140	130	120	120	130	140	130	130	120	130	128
5	120	140	140	120	130	120	140	160	140	160	140	150	138
6	140	140	130	140	130	130	150	150	130	130	120	120	129
7	130	130	130	130	120	130	140	150	130	140	130	120	129
8	130	130	130	140	140	140	150	150	140	140	140	130	138
9	120	130	130	130	130	130	140	140	120	130	120	120	126
10	130	130	130	130	130	130	140	140	120	130	120	130	128
11	150	150	140	150	130	130	160	170	150	150	130	140	140
12	130	140	140	130	130	130	120	130	120	130	130	130	130
13	140	130	130	130	130	130	160	150	150	150	140	150	139
14	140	140	120	130	110	110	150	150	130	130	130	130	124
15	160	150	130	130	120	120	160	130	140	140	130	110	128
16	100	120	140	130	120	120	120	160	140	160	140	140	129
17	140	140	140	140	150	140	160	140	160	150	140	140	145
18	130	140	130	130	120	120	150	130	130	130	130	120	126
19	130	130	120	120	110	110	150	140	130	120	130	130	128
20	160	170	140	150	140	150	190	170	140	140	140	130	141
21	160	150	150	150	140	130	160	160	130	130	120	130	135
22	120	120	120	120	120	110	130	130	120	120	110	110	116
23	130	130	140	130	130	130	130	110	120	120	120	120	126
24	150	150	120	110	120	120	140	140	130	140	130	140	126
25	130	130	120	120	120	120	140	160	120	120	120	120	120

Příloha č. 8: Výsledky aritmetických průměrů LOS, ADT – experimentální skupina (n = 25)

ID	Limits of Stability (LOS)					Adaptation Test (ADT)	
	aRT	aMVL	aDCL	aEPE	aMXE	aADTUP	aADTDW
1	0.53	5.10	83.13	75.75	92.13	55.60	43.00
2	0.52	4.00	57.38	75.00	89.88	61.00	48.20
3	0.60	4.43	85.75	75.25	94.63	64.20	40.20
4	1.02	2.38	92.88	74.13	92.25	56.00	40.40
5	0.86	3.49	89.13	72.00	83.63	52.40	37.60
6	1.03	2.94	85.25	80.38	101.63	57.80	48.00
7	0.57	4.15	86.50	78.13	87.50	64.60	38.00
8	0.60	6.33	81.88	81.00	94.88	54.00	42.00
9	0.57	4.60	86.13	80.50	93.25	68.40	38.60
10	0.62	4.58	84.88	80.38	93.38	69.20	39.60
11	0.56	4.16	87.38	79.88	90.00	60.00	43.80
12	0.71	4.90	81.75	84.00	87.75	64.40	44.80
13	0.81	3.40	86.13	74.38	93.00	44.20	33.60
14	0.74	4.18	80.63	62.88	78.63	86.80	71.60
15	0.76	3.50	86.88	82.88	98.00	50.00	43.80
16	0.57	5.51	83.00	72.00	94.50	61.20	45.80
17	0.48	5.00	80.00	79.00	94.38	50.40	39.20
18	0.77	3.31	82.75	77.38	94.25	78.00	44.20
19	0.65	5.46	83.75	78.88	94.13	63.60	42.00
20	0.56	9.45	70.63	98.75	112.13	165.20	151.20
21	0.48	7.71	79.00	73.63	83.63	112.20	72.20
22	0.90	3.96	85.75	87.00	99.75	56.80	60.40
23	0.52	5.08	81.13	92.13	101.75	56.40	42.80
24	0.67	3.48	80.88	80.50	95.88	54.40	34.20
25	0.51	6.40	79.75	72.38	81.50	51.60	14.08

Příloha č. 10: Výsledky aritmetických průměrů SOT – kontrolní skupina (n = 25)

ID	Senzory Organization Test (SOT)									
	aES1	aES2	aES3	aES4	aES5	aES6	SOM	VIZ	VES	COMP
26	95.33	91.00	91.00	86.33	61.33	65.00	0.95	0.91	0.64	78.00
27	93.67	96.00	95.00	86.67	83.00	58.00	1.02	0.93	0.89	83.00
28	96.33	94.33	94.67	90.67	71.00	69.00	0.98	0.94	0.74	83.00
29	95.67	93.33	94.67	87.00	76.33	82.33	0.98	0.91	0.80	86.00
30	95.67	95.00	90.67	85.67	62.00	68.00	0.99	0.90	0.65	79.00
31	95.33	94.67	92.67	85.33	67.67	47.67	0.99	0.90	0.71	76.00
32	94.33	91.00	89.33	91.00	52.33	66.00	0.96	0.96	0.55	77.00
33	92.33	94.00	91.67	87.33	79.67	77.33	1.02	0.95	0.86	85.00
34	89.00	87.00	87.33	76.67	73.00	57.00	0.98	0.86	0.82	76.00
35	92.33	94.67	92.67	87.33	70.67	78.33	1.03	0.95	0.77	84.00
36	93.67	92.33	86.00	91.00	76.00	64.67	0.99	0.97	0.81	81.00
37	95.67	91.33	93.67	83.00	73.00	81.67	0.95	0.87	0.76	84.00
38	94.33	91.00	92.00	90.33	72.33	72.67	0.96	0.96	0.77	83.00
39	97.33	93.00	95.00	93.33	74.00	55.67	0.96	0.96	0.76	82.00
40	94.67	93.33	91.00	88.33	75.00	75.67	0.99	0.93	0.79	84.00
41	95.00	88.33	89.00	86.00	66.33	69.33	0.93	0.91	0.70	80.00
42	95.00	92.00	88.67	93.33	80.00	74.00	0.97	0.98	0.84	85.00
43	95.67	93.00	89.00	93.00	73.67	78.67	0.97	0.97	0.77	85.00
44	93.67	93.67	92.00	82.67	56.33	56.67	1.00	0.88	0.60	75.00
45	95.00	93.33	93.67	71.33	48.33	61.00	0.98	0.75	0.51	72.00
46	95.00	92.67	91.33	92.67	73.67	59.00	0.98	0.98	0.78	81.00
47	94.67	94.67	90.67	91.00	71.00	86.67	1.00	0.96	0.75	86.00
48	92.67	86.67	89.67	88.33	61.33	67.67	0.94	0.95	0.66	79.00
49	93.00	91.00	88.00	93.33	72.33	78.33	0.98	1.00	0.78	84.00
50	95.33	94.67	93.33	92.33	86.00	86.67	0.99	0.97	0.90	90.00

Příloha č. 11: Výsledky aritmetických průměrů MTC – kontrolní skupina (n = 25)

ID	Motor Control Test (MTC)												
	LL-SB	LR-SB	LL-MB	LR-MB	LL-LB	LR-LB	LL-SF	LR-SF	LL-MF	LR-MF	LL-LF	LR-LF	COMP
26	130.00	120.00	120.00	120.00	110.00	110.00	130.00	270.00	150.00	150.00	130.00	130.00	125.00
27	130.00	120.00	110.00	110.00	120.00	120.00	130.00	130.00	120.00	130.00	130.00	120.00	120.00
28	130.00	150.00	140.00	140.00	120.00	120.00	160.00	150.00	140.00	140.00	130.00	140.00	134.00
29	120.00	110.00	130.00	130.00	130.00	120.00	170.00	150.00	140.00	130.00	130.00	130.00	130.00
30	140.00	140.00	120.00	120.00	130.00	130.00	140.00	180.00	140.00	140.00	130.00	140.00	131.00
31	150.00	150.00	130.00	120.00	130.00	120.00	140.00	140.00	110.00	120.00	120.00	120.00	121.00
32	140.00	140.00	130.00	130.00	130.00	130.00	140.00	130.00	130.00	130.00	130.00	130.00	125.00
33	140.00	140.00	140.00	130.00	130.00	130.00	150.00	150.00	130.00	140.00	130.00	140.00	134.00
34	130.00	140.00	120.00	140.00	120.00	110.00	160.00	150.00	150.00	120.00	130.00	130.00	128.00
35	140.00	140.00	130.00	120.00	110.00	110.00	130.00	130.00	120.00	120.00	120.00	120.00	119.00
36	150.00	150.00	110.00	140.00	130.00	140.00	140.00	110.00	260.00	100.00	130.00	110.00	140.00
37	120.00	130.00	120.00	120.00	120.00	120.00	140.00	140.00	120.00	130.00	110.00	120.00	120.00
38	140.00	150.00	140.00	140.00	140.00	140.00	160.00	170.00	159.00	149.00	130.00	220.00	150.00
39	140.00	150.00	130.00	140.00	120.00	120.00	200.00	220.00	240.00	230.00	230.00	230.00	150.00
40	140.00	150.00	120.00	130.00	120.00	120.00	130.00	130.00	120.00	130.00	120.00	120.00	122.00
41	150.00	140.00	130.00	130.00	130.00	130.00	120.00	200.00	140.00	120.00	130.00	130.00	120.00
42	140.00	130.00	140.00	130.00	130.00	130.00	150.00	140.00	140.00	120.00	130.00	120.00	130.00
43	110.00	110.00	130.00	130.00	120.00	120.00	100.00	100.00	130.00	140.00	130.00	130.00	129.00
44	120.00	140.00	130.00	140.00	140.00	130.00	120.00	140.00	150.00	170.00	150.00	150.00	145.00
45	140.00	130.00	120.00	120.00	120.00	170.00	120.00	170.00	130.00	120.00	130.00	120.00	122.00
46	150.00	150.00	130.00	120.00	120.00	130.00	150.00	150.00	120.00	130.00	120.00	130.00	125.00
47	150.00	120.00	140.00	120.00	130.00	120.00	140.00	140.00	120.00	120.00	100.00	110.00	120.00
48	150.00	150.00	140.00	140.00	130.00	130.00	150.00	150.00	140.00	140.00	130.00	130.00	135.00
49	120.00	150.00	130.00	130.00	120.00	120.00	150.00	140.00	140.00	140.00	120.00	130.00	129.00
50	130.00	120.00	130.00	130.00	120.00	130.00	140.00	150.00	140.00	130.00	130.00	120.00	129.00

Příloha č. 12: Výsledky aritmetických průměrů LOS, ADT – kontrolní skupina (n = 25)

ID	Limits of Stability (LOS)					Adaptation Test (ADT)	
	aRT	aMVL	aDCL	aEPE	aMXE	aADTUP	aADTDW
26	0.72	3.34	83.50	74.13	90.50	47.00	37.00
27	1.10	3.86	92.38	82.13	97.50	83.80	42.60
28	0.73	3.81	90.75	72.88	95.13	73.00	37.00
29	0.60	4.38	81.13	55.13	91.63	73.40	35.20
30	0.72	3.35	83.88	63.63	96.88	49.60	40.20
31	0.57	7.38	79.13	76.50	87.00	81.00	54.40
32	0.84	5.80	87.88	78.25	94.38	49.60	34.00
33	0.57	6.26	85.88	83.63	99.38	61.40	45.20
34	1.01	4.23	88.63	83.25	100.13	60.40	37.00
35	0.56	5.09	88.38	80.50	99.00	44.40	36.80
36	0.50	6.98	90.13	77.25	93.38	55.60	40.60
37	0.52	6.70	76.38	78.63	88.88	56.40	41.20
38	0.60	7.14	87.50	84.88	99.25	54.60	39.00
39	0.67	5.03	87.63	88.75	100.38	43.20	39.40
40	0.63	6.06	81.75	76.63	94.13	69.80	54.80
41	0.70	3.61	89.00	84.38	97.50	49.80	38.00
42	0.49	8.26	86.50	91.75	97.75	64.20	39.00
43	0.31	7.83	78.13	82.13	97.38	63.60	48.20
44	0.96	4.29	78.25	73.38	94.38	54.80	45.40
45	0.68	5.03	83.00	69.13	98.38	73.40	47.20
46	0.61	6.85	85.13	89.88	102.00	82.60	42.00
47	0.81	5.43	80.88	98.25	113.50	61.60	56.00
48	0.72	4.85	80.88	60.38	84.63	62.00	32.00
49	0.70	4.34	85.38	86.13	94.63	53.20	35.80
50	0.54	7.60	85.88	75.50	100.88	61.00	40.80